



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

**“INTEGRACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS A
SISTEMAS DE CONTROL PARA MANIPULACIÓN DE UNA
PRÓTESIS ROBÓTICA DE MANO”.**

Trabajo de titulación

Tipo: PROPUESTA TECNOLÓGICA

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO INDUSTRIAL

AUTOR: ANTHONY FRANCISCO MORA RIOFRÍO

DIRECTOR: Ing. EDUARDO FRANCISCO GARCIA CABEZAS

Riobamba-Ecuador

2020

©2019, Anthony Francisco Mora Riofrio

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Anthony Francisco Mora Riofrio, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 21 de febrero de 2020.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'A. Mora R.', enclosed within a rectangular box.

Anthony Francisco Mora Riofrio
070591344-0

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Propuesta Tecnológica, **INTEGRACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS A SISTEMAS DE CONTROL PARA MANIPULACIÓN ROBÓTICA DE MANO**, realizado por el señor: **ANTHONY FRANCISCO MORA RIOFRIO**; ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Carlos José Santillán Mariño. MsC PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	 MsC	<u>2020-02-21</u>
Ing. Eduardo Francisco García Cabezas DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN		<u>2020-02-21</u>
Ing. Jhonny Marcelo Orozco Ramos MIEMBRO DEL TRIBUNAL		<u>2020-02-21</u>

DEDICATORIA

A mi familia, especialmente a mis padres, que con mucho esfuerzo y sacrificio brindaron las condiciones necesarias para mi formación. A mis docentes que aportaron con conocimientos para cumplir con esta etapa.

Anthony

AGRADECIMIENTO

El más sincero agradecimiento a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo que me abrió las puertas para mi formación y desarrollo íntegro como ser humano.

A mi familia, que, con cada consejo, con cada palabra de aliento, con cada sacrificio, con cada oración, motivaron a que cada mañana me levante con más fuerza a lograr uno de los tantos objetivos.

A mis padres, que, sembraron en mí un espíritu basado en principios y valores, principalmente con la capacidad de reflexionar, han sido el motor y el combustible para mi trajinar diario. A ellos les debo todo.

A mis compañeros de aula, de deporte, especialmente a mis compañeros de lucha por la defensa de los derechos estudiantiles, a ellos gracias por ser la familia que uno elige, gracias por las enseñanzas y aprendizajes, derrotas y victorias, malos y buenos momentos, sin ellos no hubiese conseguido todos los logros alcanzados a lo largo de mi carrera.

Anthony

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xiv
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
RESUMEN	xvi
SUMMARY/ABSTRACT.....	xvii
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Antecedentes	2
1.2 Planteamiento del Problema.....	4
1.3 Justificación del proyecto.....	5
1.4 Objetivos	6
1.4.1 <i>Objetivo General</i>	6
1.4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	6
1.5 Alcance	7
2. MARCO TEÓRICO	8
2.1 Estado del arte	8
2.2 Prótesis	9
2.3 Tipos de prótesis:.....	9
2.3.1 <i>Según el nivel de amputación</i>	9
2.3.2 <i>Según su función:</i>	9
2.3.3 <i>Según la energía que utilizan:</i>	9
2.4 Nivel de amputación.....	10
2.4.1 <i>Niveles de amputación en la extremidad superior</i>	10
2.4.2 <i>Niveles de amputación de la extremidad inferior</i>	10

2.5	Electromiografía.....	11
2.6	Prótesis mioeléctrica.....	11
2.7	Sistemas de control.....	11
2.7.1	<i>Tipos de sistemas de control:</i>	12
2.8	Conexión inalámbrica	12
2.9	Actuadores	12
2.10	Tarjeta Arduino	13
2.11	Microcontroladores	13
2.12	Fuentes de alimentación.....	14
2.13	Marco legal	14
2.13.1	<i>Constitución de la República del Ecuador</i>	14
2.13.2	<i>Ley orgánica de discapacidades</i>	15
2.13.3	<i>Reglamento de Régimen Académico Institucional</i>	15
3.	METODOLOGÍA	16
3.1	Definición del caso de estudio	17
3.1.1	<i>Datos de la paciente:</i>	17
3.1.2	<i>Nivel de Amputación</i>	17
3.2	Identificar las necesidades	18
3.2.1	<i>Necesidad de la paciente</i>	18
3.2.2	<i>Necesidades de la Prótesis Robótica</i>	18
3.3	Diseño del sistema de control.....	21
3.3.1	Selección de los dispositivos	22
3.3.1.1	<i>Dispositivo para la adquisición de señales electromiográficas.</i>	22
3.3.1.2	<i>Bluetooth</i>	26
3.3.1.3	<i>Tarjeta Controladora</i>	26
3.3.1.4	<i>Actuadores</i>	28
3.3.1.5	<i>Tendones</i>	29
3.3.1.6	<i>Fuente de alimentación</i>	30

3.3.1.7	<i>Regulador de voltaje</i>	32
3.3.2	<i>Conexión de dispositivos</i>	32
3.3.3	<i>Diseño del circuito.</i>	34
3.3.4	<i>Programación</i>	36
3.4	Ensamble	39
3.5	Pruebas	40
3.5.1	<i>Calibración</i>	41
3.5.1.1	<i>Identificación del gesto</i>	41
3.5.1.2	<i>Adquisición de señales EMG</i>	43
3.5.1.3	<i>Reconocimiento del Gesto del puño</i>	45
3.5.1.4	<i>Reconocimiento del Gesto dedos estirados</i>	46
3.5.1.5	<i>Reconocimiento del Gesto mano hacia adentro</i>	47
3.5.1.6	<i>Reconocimiento del Gesto mano hacia adentro</i>	48
3.5.2	<i>Pruebas en vacío y con carga</i>	49
3.5.2.1	<i>Pruebas en vacío:</i>	51
3.5.2.2	<i>Pruebas con carga y movimientos</i>	53
3.5.3	<i>Manual de usuario</i>	54
3.6	Validación de resultados	54
4.	GESTIÓN DEL PROYECTO	58
4.1	Cronograma	58
4.2	Recursos y materiales: humanos, equipos, financiamiento	58
4.2.1	<i>Costos</i>	58
4.2.2	<i>Costo del sistema de control</i>	59
4.2.3	<i>Talento Humano</i>	59
4.2.4	<i>Recursos Materiales</i>	59
5.	CONCLUSIONES	60

6.	RECOMENDACIONES	61
-----------	------------------------------	-----------

GLOSARIO

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-3:	Ángulos de flexión de cada uno de los dedos de la palma de la mano.....	20
Tabla 2-3:	Características de las tarjetas Arduino.	27
Tabla 3-3:	Ponderación para la selección de la tarjeta Arduino.....	27
Tabla 4-3:	Características de Servomotores.	28
Tabla 5-3:	Ponderación para la selección del Servomotor.....	29
Tabla 6-3:	Características de la prótesis vs Características del Nylon.....	30
Tabla 7-3:	Conexiones entre la placa Arduino y el módulo HM-11	33
Tabla 8-3:	Conexiones entre el módulo Bluetooth HM-11 y la placa Arduino para la transmisión y recepción de datos.....	34
Tabla 9-3:	Conexiones de la señal digital de los servomotores a la placa Arduino.	35
Tabla 10-3:	Ángulos que giran cada uno de los servomotores en sus diferentes posiciones.	37
Tabla 11-3:	Movimiento de la prótesis por cada gesto reconocido.....	38
Tabla 12-3:	Señales EMG adquiridas mediante Myo Data Capture	44
Tabla 13-3:	Señales EMG para el gesto de cerrar el puño.....	45
Tabla 14-3:	Señales EMG del gesto dedos estirados.	46
Tabla 15-3:	Señales EMG del gesto mano hacia adentro.....	47
Tabla 16-3:	Señales EMG del gesto mano hacia afuera	48
Tabla 17-3:	Ángulos que se obtienen con el giro de los servomotores.	49
Tabla 18-3:	Pruebas en vacío	51
Tabla 19-3:	Pruebas para el reconocimiento de los gestos.	53
Tabla 20-3:	Acciones de la prótesis con respecto a los movimientos definidos.....	53
Tabla 21-3:	Resultados de reconocimiento de movimientos.	55
Tabla 22-3:	Frecuencias esperadas.....	56
Tabla 23-3:	Resultados del chi cuadrado.....	56
Tabla 24-4:	Cronograma.....	58
Tabla 25-3:	Costos directos e indirectos del proyecto.	58
Tabla 26-3:	Costos directos e indirectos del proyecto.	59

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Prótesis de miembro superior.	9
Figura 2-3:	Niveles de Amputación	10
Figura 3-2:	A novel, co-located EMG-FMG-sensing wearable armband for hand gesture recognition.....	11
Figura 4-2:	Prótesis Mioeléctrica	11
Figura 5-2:	Esquema de los componentes de un sistema de control.....	11
Figura 6-2:	Alcance de las diferentes Conexiones Inalámbricas	12
Figura 7-2:	Partes básicas de un servomotor.	12
Figura 8-2:	Placas Arduino.	13
Figura 9-2:	Esquema de un Sistema electrónico	13
Figura 10-2:	Batería Lipo.....	14
Figura 11-3:	Niveles de amputación.	17
Figura 12-3:	Nivel de amputación de la paciente.	17
Figura 13-3:	Diseño de la prótesis Mano – Antebrazo	18
Figura 14-3:	Vista lateral de la sección F-F del antebrazo.	19
Figura 15-3:	Diámetro máximo del orificio para el hilo.....	19
Figura 16-3:	Diámetro mínimo del orificio para el hilo.	19
Figura 17-3:	Análisis estático.	20
Figura 18-3:	Electromiograma.	23
Figura 19-3:	Sistema de control de un modelo de prótesis mediante electrodos.	24
Figura 20-3:	Sistema de control de un modelo de prótesis mediante el brazalete Myo.	24
Figura 21-3:	Brazalete Myo Armband.	25
Figura 22-3:	Módulo bluetooth HM-11	26
Figura 23-3:	a) Arduino Uno b) Arduino Leonardo	27
Figura 24-3:	Hilo Hawk.	30
Figura 25-3:	Batería Lipo.....	32
Figura 26-3:	Regulador de Voltaje LM2596.....	32
Figura 27-3:	Pines para utilizar del módulo HM-11.....	33
Figura 28-3:	Comand windows para la ejecución del CCLoader	33
Figura 29-3:	Carga del Firmware en el módulo HM-11.....	34
Figura 30-3:	Esquema de conexión HM-11 y Placa Arduino.....	35
Figura 31-3:	Aparato flexor de la mano.	35
Figura 32-3:	Diseño del circuito.	36
Figura 33-3:	Integración de los dispositivos en el circuito diseñado.	36

Figura 34-3:	Declaración de librerías.....	37
Figura 35-3:	Declaración de las variables.	37
Figura 36-3:	Declaración de los pines.....	37
Figura 37-3:	Identificación del gesto y activación de los servomotores.	38
Figura 38-3:	a)Diseño de la prótesis. b)Prótesis impresa. c)Colocación de los servomotores	39
Figura 39-3:	Nylon para el sistema de transmisión de movimiento.	40
Figura 40-3:	Conexiones del sistema de control a la prótesis robótica.	40
Figura 41-3:	Identificación del Gesto del puño.	41
Figura 42-3:	Gesto de sincronización.....	42
Figura 43-3:	Gestos básicos del programa Myo Connect.....	42
Figura 44-3:	Reconocimiento de gestos básicos	43
Figura 45-3:	Colocación del brazalete Myo en la zona de la amputación	43
Figura 46-3:	Calibración del brazalete identificación del gesto	43
Figura 47-3:	Identificación del Gesto del puño.	45
Figura 48-3:	Identificación del Gesto Dedos estirados.....	46
Figura 49-3:	Identificación del Gesto Mano hacia adentro.	47
Figura 50-3:	Identificación del Gesto Mano hacia Afuera.	48
Figura 51-3:	Pruebas en el prototipo: a) Dedos cerrados – Gesto Puño. b) Dedo índice abierto. c) Cerrar dedo pulgar e índice. d) Giro de la muñeca 90° – Gesto Mano hacia adentro. e) Dedos Abiertos y muñeca en posición inicial.	52
Figura 52-3:	Pruebas en la prótesis: a)Dedos cerrados – Gesto Puño. b)Dedo índice abierto. c) Cerrar dedo pulgar e índice. d) Giro de la muñeca 90° – Gesto Mano hacia adentro. e) Dedos Abiertos y muñeca en posición inicial.....	52
Figura 53-3:	a) Dar la mano – Gesto Puño. b) Agarre vaso – Gesto puño. c) Agarre de multímetro – Gesto puño. d) Agarre destornillador – Gesto mano abierta.....	53
Figura 54-3:	Pruebas con la prótesis.	54
Figura 55-3:	Lectura de los gestos reconocidos en el puerto serial del programa Arduino. .	55
Figura 56-3:	Valores del Chi Cuadrado crítico	57

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3:	Diagrama de flujo de la metodología	16
Gráfico 2-3:	Diagrama de flujo para el sistema de control	22
Gráfico 3-3:	Dispositivos para el sistema de control.	22
Gráfico 4-3:	Diagrama de bloques para la adquisición y lectura de señales EMG mediante electrodos.	23
Gráfico 5-3:	Diagrama de bloques para la adquisición y lectura de señales EMG mediante brazalete.	23
Gráfico 6-3:	Diagrama de flujo de la programación.	39
Gráfico 7-3:	Diagrama de flujo para la realización de pruebas.....	41
Gráfico 8-3:	Señales EMG e IMU mediante Myo Visualizar.....	44
Gráfico 9-3:	Señales EMG e IMU para el gesto del puño.	45
Gráfico 10-3:	Señales EMG e IMU para el gesto dedos estirados.....	46
Gráfico 11-3:	Señales EMG e IMU para el gesto mano hacia adentro.	47
Gráfico 12-3:	Señales EMG e IMU para el gesto mano hacia afuera.	48

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A:	PLANO DEL ANTEBRAZO.
ANEXO B:	PLANO DEL DISEÑO DE LA PALMA-MANO
ANEXO C:	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL BRAZALETE MYO ARMBAND
ANEXO D:	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL BLUETOOTH HM-11
ANEXO E:	DIFERENCIAS ENTRE ARDUINO UNO Y ARDUINO LEONARDO
ANEXO F:	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL NYLON
ANEXO G:	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS SERVOMOTORES
ANEXO H:	BATERÍA LIPO
ANEXO I:	REGULADOR DE VOLTAJE LM2596
ANEXO J:	DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DISEÑO DEL CIRCUITO
ANEXO K:	PROGRAMACIÓN
ANEXO L:	MANUAL DE USUARIO
ANEXO M:	TABLA DE DISTRIBUCIÓN CHI CUADRADO

RESUMEN

El presente trabajo surge como una actividad dentro del proyecto “Automatización de movimientos de las extremidades superiores para trabajos industriales de alto riesgo y adaptación de prótesis robóticas para el mejoramiento de la calidad de vida en la inserción laboral dentro de las industrias.”, del grupo de investigación AUTOPRO de la Facultad de Mecánica con el objetivo de vincular la academia con la sociedad, presentando una solución al problema de una señorita de 19 años que perdió su mano derecha, parte de su antebrazo y la movilidad total de la mano izquierda a consecuencia de un accidente, presentado en el hospital del IEES de la ciudad de Latacunga, con la implementación de un sistema de control basado en el procesamiento de señales EMG para la manipulación de una prótesis robótica de mano. Se partió del análisis de factibilidad del uso de una prótesis existente, previamente diseñada para el caso de estudio. Se empleó como dispositivo de adquisición de señales EMG un brazalete Myo, la información se direccionó a través de una interfaz inalámbrica (bluetooth) hacia un sistema embebido con un microcontrolador (Arduino Uno) para su procesamiento, se tuvo como actuadores para generación de movimiento de la prótesis servomotores de 3,7kgf. Mediante la integración de los dispositivos expuestos se obtuvo un sistema de control que por medio de la aplicación Myo Connect se logró crear un proceso de calibración para relacionar señales propias del antebrazo del caso de estudio con la manipulación de los actuadores. Al final se realizaron pruebas para los diferentes movimientos obteniendo una eficiencia del 89,2% en el reconocimiento del gesto. Se recomienda evaluar después de 6 meses al sistema de control y a la paciente para la calibración de los dispositivos.

Palabras clave: <ELECTROMIOGRAFÍA>, <PRÓTESIS>, <SISTEMAS DE CONTROL>, <MICROCONTROLADORES>, <ACTUADORES>, <CONEXIÓN INALÁMBRICA>.

REVISADO

28 FEB 2020

Ing. Jhonatan Parroño Ugualas, MBA
COORDINADOR DE BIBLIOTECA II
Jara

ABSTRACT

The present research was developed as an activity within the project "Automation of upper limb movements for high-risk industrial jobs and adaptation of robotic prostheses for the improvement of life quality in labour integration within the industries " of the research group AUTOPRO from the Mechanics Faculty with the objective of linking the academy with the society, presenting a solution to the problem of a 19-years-old young lady who lost her right hand, part of her forearm and the total mobility of the left hand as a result of an accident, whose case was attended at the hospital of the Ecuadorian Institute of Social Security IEES of Latacunga city, with the implementation of a control system based on the processing of EMG signals for the manipulation of a robotic hand prosthesis. The starting point was the feasibility analysis of the use of an existing prosthesis, previously designed for the case study. A Myo bracelet was used as an EMG signal acquisition device, the information was directed through a wireless interface (bluetooth) to an embedded system with a microcontroller (Arduino Uno) for its processing, and the actuators were used to generate movement of the 3.7kgf prosthesis driven by servomechanisms. Through the integration of the exposed devices, a control system was obtained which, by means of the Myo Connect application, a calibration process was created in order to relate signals from the forearm of the case study with the manipulation of the actuators. In the end, tests were carried out for the different movements, obtaining an efficiency of 89,2% in gesture recognition. It is recommended to evaluate after 6 months the control system and the patient for the devices calibration.

Keywords: <ELECTROMIOGRAPHY>, <PROSTHESIS>, <CONTROL SYSTEMS>, <MICROCONTROLLERS>, <ACTUATORS>, <WIRELESS CONNECTION



1. INTRODUCCIÓN

Se podría argumentar que la posesión más valiosa para cualquier ser humano es su cuerpo. Reemplazar un miembro humano faltante, especialmente un antebrazo, es una tarea desafiante que hace que uno realmente aprecie la complejidad del cuerpo humano. Durante siglos, los innovadores han estado tratando de reemplazar las extremidades perdidas con dispositivos hechos por el hombre. Se han descubierto varios dispositivos protésicos de antiguas civilizaciones de todo el mundo que demuestran el progreso continuo de la tecnología protésica.

Hasta hace poco tiempo, el diseño de las prótesis de miembros ha progresado relativamente despacio. Las primeras innovaciones, como la pata de palo, se pueden considerar como simples dispositivos protésicos. La historia demuestra que durante mucho tiempo las prótesis han permanecido como dispositivos pasivos que ofrecen poco en términos de control y movimiento.

Sin embargo, los últimos tiempos han dado paso a enormes avances en dispositivos protésicos. La atención no sólo se centra en los aspectos físicos de un dispositivo, sino también en los sistemas de control y biorretroalimentación. Poco a poco nos acercamos a una integración transhumana avanzada entre la máquina y el cuerpo. Tal vez en el futuro los dispositivos protésicos serán más rápidos, más fuertes e incluso ser más saludables que nuestras extremidades biológicas.

Mediante revisión bibliográfica e información montada en la web se exploraron trabajos que relacionen brazos protésicos mioeléctricos que sirvan como fundamento para el trabajo propuesto que se encamine a generar una oportunidad de compensar la pérdida de parte de su miembro superior al paciente caso de estudio. Su objetivo es controlar una prótesis que imite lo mejor posible la función del brazo humano y que pueda controlarse hasta cierto punto por las contracciones musculares.

1.1 Antecedentes

La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que más de 1000 millones de personas experimentan algún tipo de discapacidad. En países de escasos recursos económicos, las personas discapacitadas tienden a gastar más en hechos catastróficos en una probabilidad del 50% más que las personas sin discapacidades, los niños una probabilidad más baja de ingresar a los institutos de educación. Ecuador es uno de los 100 países que han ratificado su compromiso con la Convención de los derechos de las personas con discapacidad, comprometiéndose a eliminar cualquier impedimento que tengan las personas para participar de manera plena en la sociedad. (OMS, 2011, p. 7)

Las personas que poseen pocos ingresos, que no tienen trabajo o con poca formación académica tienen mayor riesgo de discapacidad. Los datos de los indicadores de varios países ponen de manifiesto que los niños los que pertenecen a grupos étnicos minoritarios y de las familias más pobres minoritarios presentan un riesgo relativamente mayor de discapacidad que los demás niños. (UNICEF, 2008, p. 13-15)

En Ecuador existen 483 041 personas registradas en el Registro Nacional de Discapacidad, en el cual el 56,05% son hombres y el 43,95% son mujeres. Los tipos de capacidad son: física 46,62%, intelectual 22,34%, auditiva 14,03%, visual 11,69% y psicosocial 5,32%. El mayor porcentaje de personas con discapacidades son personas de entre 25 a 64 años con un 52,82% y personas de 13 a 18 años con 7,15%. (CONADIS, 2020, p. 1)

En 2016 la fundación Hermano Miguel de Quito fortaleció vínculos con David Grupa quien preside una fundación que hace prótesis. Ese mismo año fabrican varias prótesis para una persona que perdió sus brazos a causa de una descarga eléctrica, que funcionan con electrodos y son prótesis sensoriales. Para que la prótesis se mueva a través de la actividad eléctrica de los músculos coordinada con sus neuronas se hizo una intervención quirúrgica para mover los nervios. (Aguello, 2017)

En el 2017 en la ESPOL se realizó un diseño de control de un prototipo de una prótesis de mano robótica basado en la señal de medida inercial IMU, es decir los movimientos del antebrazo traducidos en movimientos para el prototipo, se desarrolló con la finalidad de no realizar esfuerzos mayores. El costo de este sistema de control es de \$280. (Cedeño, 2017, p. 73)

Existen en el mundo varios tipos de prótesis fabricadas por diferentes instituciones a nivel mundial, entre las más importantes de control mioeléctrico son de la Universidad de Illinois diseñó una prótesis controlado con electrodos y su costo de fabricación es de \$270 incluida la parte del diseño e impresión. El costo total de la mano fabricada por Detrux es de

aproximadamente \$1000. (Phillips et al., 2015, p. 52-58) El costo de las prótesis en Ecuador tiene un promedio de 8 mil dólares, el costo es variable y depende del tipo de amputación, funcionalidad y control. (Chejín, 2019).

1.2 Planteamiento del Problema

El problema radica en que en Ecuador no existen centros especializados en la personalización de prótesis y los pocos que existen enfrentan varios problemas, uno de ellos es que no cuentan con la tecnología, ni tal vez con el personal especializado capaces de ofrecer prótesis robóticas, la mayoría son simplemente prótesis estéticas. Otro de los inconvenientes que se presentan al momento de ofertar prótesis robóticas es que las personas no disponen de los recursos para acceder a este tipo de prótesis.

Razón por la cual este proyecto que se genera de la actividad que realiza el grupo de investigación en nuevas tecnologías, información, comunicación y procesos “AUTOPRO”, busca generar un sistema de costo accesible integrando señales electromiográficas para el control de la prótesis del caso en estudio, que se asemejen al movimiento natural del ser humano.

El caso de estudio se presenta en el IEES de la ciudad de Latacunga en una señorita de 19 años que no posee el antebrazo derecho producto de un accidente, además que no tiene movilidad en el brazo izquierdo, todo esto hace que no pueda realizar sus actividades personales autónomamente.

Por consiguiente, es necesario realizar el control de la prótesis mediante la adquisición, monitoreo, valorización y parametrización de las señales electromiográficas capaces de generar un algoritmo que permita la manipulación de la prótesis. Para activar el dispositivo, el primer enfoque es implementar una red de tendones artificiales. Este método se utiliza para accionar varias manos robóticas. Las ventajas de este sistema son que es de bajo coste y relativamente sencillo para controlar los dedos.

1.3 Justificación del proyecto

Actualmente, no tener la mano y el antebrazo, por varias razones, hace que la persona sufra emocional y psicológicamente, ya que no pueden realizar de manera autónoma sus actividades diarias, de esta manera las prótesis y en especial el control de ellas han contribuido al campo de la robótica y la biónica, enfocándose básicamente en personas que no poseen o han perdido sus extremidades.

La biónica busca solucionar este tipo de problemas de discapacidades mediante la examinación de las posibles formas de fusionar mecanismos naturales y procesos biológicos a la tecnología humana. Con frecuencia la biónica propone soluciones con tecnología que no se puede encontrar fácilmente en países en vías de desarrollo.

La biomecánica y la bioingeniería nacen de la biónica como una disciplina que se encarga del estudio del movimiento que puedan realizar los seres humanos mediante dispositivos que permitan imitar sistemas naturales. La aplicación de estas disciplinas es necesaria para garantizar un óptimo desempeño del sistema de control. La tarea de este tipo de tecnologías busca satisfacer las necesidades identificando entre otras cosas las características físicas, culturales y socioeconómicas principalmente que garanticen el funcionamiento óptimo y la satisfacción de la persona.

El conjunto de todas las disciplinas mencionadas anteriormente permite que la robótica facilite las labores diarias del ser humano y busque satisfacer las necesidades de una sociedad mediante la utilización de tecnologías que permita a la máquina realizar de manera autónoma las actividades con un cierto nivel de inteligencia y así reproducir el movimiento de los seres humanos.

Los beneficiados, además de la señorita, serán personas con algún tipo de discapacidad en cualquiera de sus extremidades superiores, dependiendo del grado de discapacidad, tendrán que ser precisos y acondicionar mejor los valores obtenidos para que el movimiento sea lo más parecido al real y serán accesibles a personas de bajos recursos económicos, por lo que el costo de elementos electrónicos de control no es muy alto en comparación con las prótesis que se encuentran en el mercado. Lo fundamental de este trabajo es que se puede seguir incursionando en este tema para mejorar.

El presente trabajo de titulación sirve para mejorar la condición de vida de una señorita que perdió su brazo a causa de un accidente, mediante el control de la prótesis que es accionada por contracciones musculares. Los avances tecnológicos han permitido que las prótesis y su movimiento sean cada vez más similares a las extremidades del cuerpo, ello conlleva a que aumente el grado de dificultad en el control de las prótesis mioeléctricas.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Integrar señales electromiográficas a sistemas de control para la manipulación de una prótesis robótica de antebrazo y mano.

1.4.2 Objetivos Específicos

Definir el caso de estudio por medio de un análisis bibliográfico y experimental para definir la mejor área para adquisición de señales EMG.

Seleccionar recursos de hardware y software necesarios para la adquisición, procesamiento de señales EMG y la generación de movimiento en la prótesis robótica.

Analizar mediante una interfaz gráfica las señales electromiográficas en el caso de estudio.

Desarrollar un algoritmo de control que permita a la paciente la manipulación de la prótesis robótica.

Evaluar el modelo implementado mediante pruebas de funcionalidad.

1.5 Alcance

La presente propuesta tecnológica es personalizada para la utilización de una señorita de 18 años que sufrió un accidente lo que hizo que perdiera su mano y parte de su antebrazo para ello se utilizará el brazalete Myo Armband que servirá para evaluar el estado del músculo en la zona de la amputación y obtener las señales EMG del antebrazo de la paciente en estudio. La prótesis para controlar en este estudio será un brazo diseñado para el movimiento de los cinco dedos y la muñeca.

La comunicación inalámbrica entre el brazalete y el controlador se la hará con el uso de un bluetooth de bajo consumo de energía lo que permitirá la recepción de las señales EMG y enviarle directamente al microcontrolador.

Para el sistema de clasificación de gestos se utilizará el programa MYO Connect, este presentará una interfaz que permitirá identificar los gestos que son: puño, mano hacia adentro, mano hacia afuera, dedos estirados, doble toque y con ello evaluar el estado del antebrazo de la paciente.

Se hará un algoritmo de clasificación de gestos, considerando un tiempo de respuesta inmediato. La prótesis será accionada con la utilización del MYO Armband, mediante una conexión inalámbrica.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Estado del arte

El análisis realizado a la revisión bibliográfica de los diferentes autores se puede resumir lo siguiente:

Según (Armas y Álvarez, 2017: pp. 328-331) dentro de este artículo se presenta un sistema de control para un modelo de prótesis de mano basado en el análisis del comportamiento de tres señales mioeléctricas distintas de los músculos: cubital anterior, extensor de la muñeca y flexor común de los dedos, los cuales están presentes en el antebrazo. Se diseñó e implementó un sistema de adquisición y acondicionamiento analógico para las tres señales mioeléctricas, las cuales posteriormente fueron digitalizadas con el conversor análogo-digital del microcontrolador ATmega de la plataforma Arduino. Finalmente, utilizando la plataforma LabVIEW, se implementó un algoritmo para clasificar la respuesta del sistema en base al comportamiento de las 3 señales y por medio de ésta accionar los servomotores adecuados presentes en un modelo de prótesis de mano.

(Miguel et al., 2016: pp. 73-76) en este trabajo se presenta la aplicación del brazalete mioeléctrico comercial Myo para el control de movimiento de una mano robótica. La adquisición y el procesamiento de los datos se realizan utilizando el programa MATLAB y la aplicación Classification Learner, los datos procesados son utilizados para mover servomotores que a su vez accionan los dedos de la prótesis con una tarjeta Arduino. La mano robótica se manufactura en impresora 3D a partir de código libre. Los resultados experimentales muestran que es posible identificar movimientos de la mano a partir de señales electromiográficas (EMB) del antebrazo y usar dicha información para controlar el movimiento de una mano robótica para realizar funciones básicas.

(Quinayás y Gaviria, 2015: pp. 27-50) este artículo presenta un sistema embebido que detecta en tiempo real la intención de movimiento para el control de un prototipo de prótesis de mano robótica. El trabajo muestra que usando características temporales de cálculo simple es posible obtener un agrupamiento de vectores lo suficientemente discriminante como para que se puedan usar clasificadores de patrones muy simples. Así, en este trabajo se propone un clasificador basado en la mínima distancia al centroide de los grupos que caracterizan los movimientos que se van a identificar, modificando el conocido algoritmo *k vecinos más próximos* para sacar mayor provecho de la fase de entrenamiento del clasificador en la fase de clasificación y obtener respuesta en tiempo real. Se presentan resultados de clasificación de intención de movimiento, obtenidos usando el porcentaje de éxito como medida de efectividad, al realizar pruebas sobre tres sujetos con músculos sanos. Los resultados experimentales muestran que el sistema puede

ser efectivo para el control de ejecución de cuatro primitivas motoras de un prototipo de prótesis de mano robótica.

(Villamizar y Sc, 2012: pp. 165-173) en el presente trabajo se describe la construcción de un brazo robótico controlado por señales Electromiográficas EMG, las cuales son tomadas por los electrodos que son conectados al brazo del paciente. Esas señales, son controladas por unos sensores superficiales de EMG. Los biopotenciales que pasan por los músculos del brazo son controlados por el Dispositivo microcontrolador marca Arduino, en el cual dependiendo de la diferencia de potencial que circule por el músculo va a activar los servomotores que controlan el brazo robótico. Se utilizan 4 servomotores y sensores de EMG para darle 8 grados de libertad al brazo robótico.

2.2 Prótesis

Aparato externo usado para remplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente. Se incluye cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo por necesidades estructurales o funcionales. (Guerra, 2018, p. 54)

2.3 Tipos de prótesis:

2.3.1 Según el nivel de amputación

- ✓ Miembro superior
- ✓ Miembro inferior

2.3.2 Según su función:

- ✓ Prótesis pasivas
- ✓ Prótesis activas

2.3.3 Según la energía que utilizan:

- ✓ Mecánicas
- ✓ Hidroeléctricas
 - Control mioeléctrico
- ✓ Híbridas o energía mixta



Figura 1-2. Prótesis de miembro superior.

Realizado por: Motorica, 2016.

2.4 Nivel de amputación

Es el lugar en donde se realiza el procedimiento quirúrgico con la finalidad de obtener un muñón útil para el acoplamiento de la prótesis. (Farro y Tapia, 2013: pp. 15-35)

2.4.1 Niveles de amputación en la extremidad superior

- ✓ Amputación de los dedos
- ✓ Amputación de la muñeca
- ✓ Amputaciones del antebrazo
- ✓ Desarticulación del codo
- ✓ Amputaciones del brazo
- ✓ Amputaciones del hombro (Vázquez, 2016, p. 78-83)

2.4.2 Niveles de amputación de la extremidad inferior

- ✓ Amputación de Chopart o transmetatarsiano.
- ✓ Amputación de Lisfranc o tarsometatarsiana.
- ✓ Amputación transtibial.
- ✓ Amputación transfemoral.
- ✓ Desarticulación de rodilla.
- ✓ Desarticulación de cadera.
- ✓ Amputación de Syme o transmaeolar.

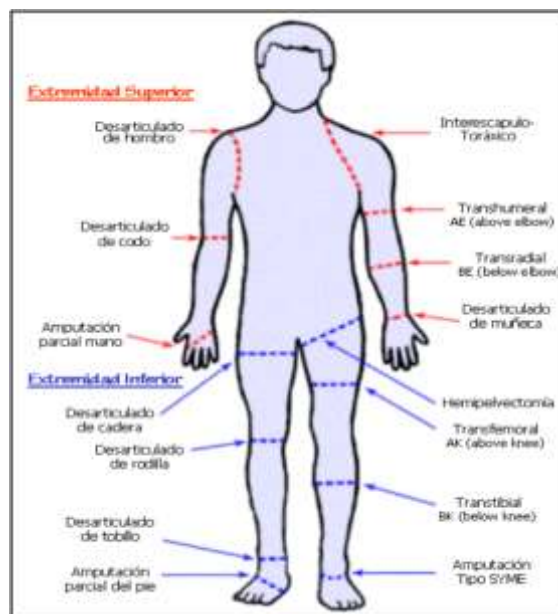


Figura 2-3. Niveles de Amputación

Realizado por: Motorica, 2016.

2.5 Electromiografía

Es un estudio diagnóstico que se realiza con el objeto de determinar la actividad eléctrica de los músculos, proporcionan información sobre el estado fisiológico de conducción de los nervios que inervan el músculo. (Guerra, 2018, p. 605)

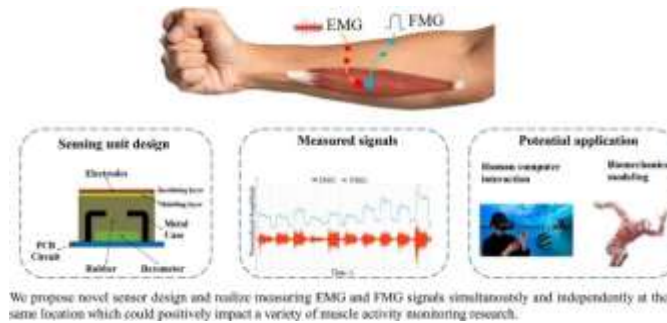


Figura 3-2. A novel, co-located EMG-FMG-sensing wearable armband for hand gesture recognition

Realizado por: Jiang, 2019

2.6 Prótesis mioeléctrica

Los sensores incorporados a las prótesis leen las corrientes eléctricas que envían las contracciones musculares, pudiendo mediante los mismos y con los componentes adecuados, controlar tanto el movimiento de la mano, como los del codo y la muñeca. (Muller, 2016)



Figura 4-2. Prótesis Mioeléctrica

Realizado por: Pontificia Universidad Católica de Perú, 2019

2.7 Sistemas de control

Es el conjunto de elementos que funcionan de manera concatenada para proporcionar una salida o respuesta deseada. (Carrillo, 2011, p. 20)

Los componentes básicos de un sistema de control pueden ser descritos por:

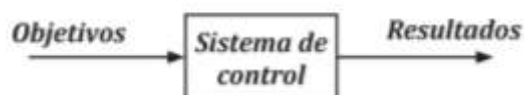


Figura 5-2. Esquema de los componentes de un sistema de control

Realizado por: Carrillo, 2011

2.7.1 Tipos de sistemas de control:

- ✓ Sistema de control de lazo abierto.
- ✓ Sistemas de control de lazo cerrado.

2.8 Conexión inalámbrica

Se utiliza ondas de radio para conectar los dispositivos, sin la necesidad de utilizar cables de ningún tipo. (Salazar, 2016, p. 6). Las redes inalámbricas se pueden clasificar según el área de aplicación y el alcance de la señal:

- ✓ Wireless Personal-Area Networks (WPAN): Bluetooth, IrDA, ZigBee, UWB
- ✓ Wireless Local-Area Networks (WLAN): Wi-Fi
- ✓ Wireless Metropolitan-Area Networks (WMAN): WiMAX
- ✓ Wireless Wide-Area Networks (WWAN): GSM, GPRS, UMTS, LTE

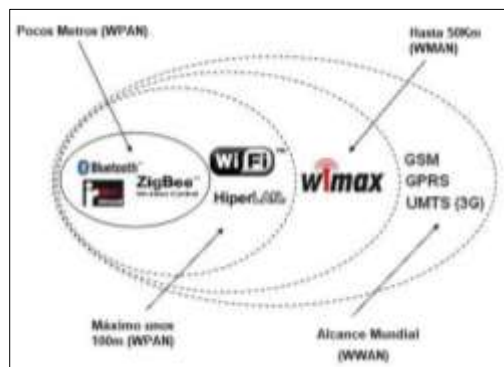


Figura 6-2. Alcance de las diferentes Conexiones Inalámbricas

Realizado por: Lorenzana, 2007

2.9 Actuadores

Los actuadores son los encargados de transmitir energía para producir movimiento de un motor y son los que forman las uniones o articulaciones del robot. (Cortés, 2011, pp. 47-52). Ejemplos de actuadores son: un motor (energía mecánica), una bombilla (energía lumínica), un altavoz (energía acústica), etc.

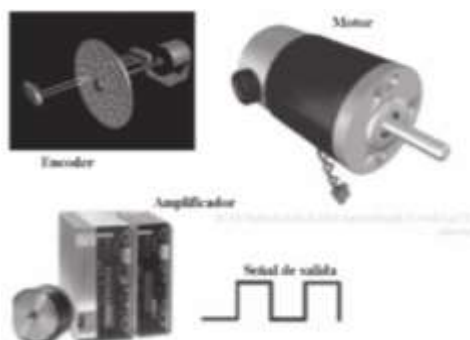


Figura 7-2. Partes básicas de un servomotor.

Realizado por: Cortés, 2011

2.10 Tarjeta Arduino

Es una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable y una serie de pines. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla. (Arduino, 2020)

Existe una variedad de modelos de placas Arduino:

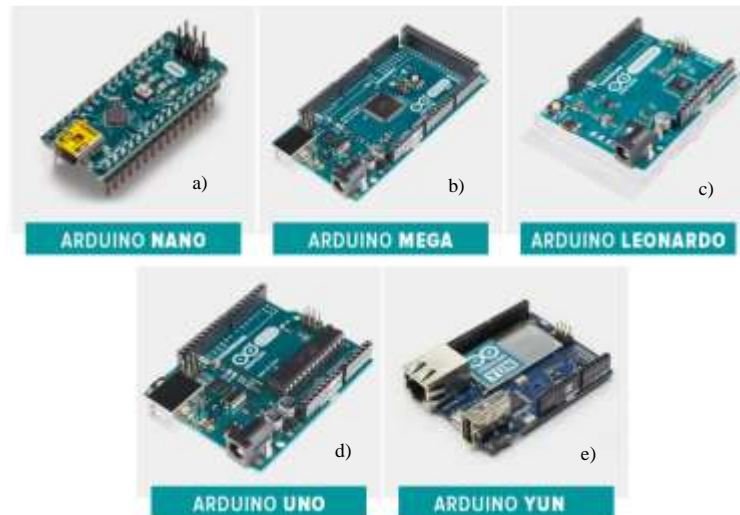


Figura 8-2. Placas Arduino.

Realizado por: Arduino, 2020.

2.11 Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado o “chip” (es decir, un dispositivo electrónico que integra en un solo encapsulado un gran número de componentes) que tiene la característica de ser programable, capaz de ejecutar de forma autónoma una serie de instrucciones previamente definidas por nosotros. El microcontrolador es el componente principal de la circuitería de procesamiento y control Figura 9-2. Por definición, un microcontrolador (también llamado comúnmente “micro”) ha de incluir en su interior tres elementos básicos:

- CPU
- Diferentes tipos de memorias
- Entradas y salidas (Artero, 2013, p. 62)

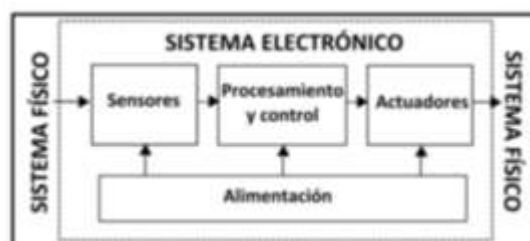


Figura 9-2. Esquema de un Sistema electrónico

Realizado por: Artero, 2013

2.12 Fuentes de alimentación

Llamamos fuente de alimentación eléctrica al elemento responsable de generar la diferencia de potencial necesaria para que fluya la corriente eléctrica por un circuito y así puedan funcionar los dispositivos conectados a este. Las fuentes que más se utilizan son de dos tipos: las pilas o baterías y los adaptadores AC/DC. (Artero, 2013, pp. 18)



Figura 10-2. Batería Lipo

Realizado por: SANDORBOTICS, 2019

2.13 Marco legal

2.13.1 Constitución de la República del Ecuador

Art. 16.- Todas las personas, en forma individual o colectiva, tienen derecho a: 4. El acceso y uso de todas las formas de comunicación visual, auditiva, sensorial y a otras que permitan la inclusión de personas con discapacidad.

Art. 35.- Las personas adultas mayores, niñas, niños y adolescentes, mujeres embarazadas, personas con **discapacidad**, personas privadas de libertad y quienes adolezcan de enfermedades catastróficas o de alta complejidad, recibirán atención prioritaria y especializada en los ámbitos público y privado.

Art. 46.- El Estado adoptará, entre otras, las siguientes medidas que aseguren a las niñas, niños y adolescentes: 3. Atención preferente para la plena integración social de quienes tengan discapacidad. El Estado garantizará su incorporación en el sistema de educación regular y en la sociedad.

Art. 47.- El Estado garantizará políticas de prevención de las discapacidades y, de manera conjunta con la sociedad y la familia, procurará la equiparación de oportunidades para las personas con discapacidad y su integración social. Se reconoce a las personas con discapacidad, los derechos a: 2. La rehabilitación integral y la asistencia permanente, que incluirán las correspondientes ayudas técnicas.

Art. 48.- El Estado adoptará a favor de las personas con discapacidad medidas que aseguren: 1. La inclusión social, mediante planes y programas estatales y privados coordinados, que fomenten su participación política, social, cultural, educativa y económica.

2.13.2 Ley orgánica de discapacidades

Artículo 1.- Objeto. - La presente Ley tiene por objeto asegurar la prevención, detección oportuna, habilitación y rehabilitación de la discapacidad y garantizar la plena vigencia, difusión y ejercicio de los derechos de las personas con discapacidad, establecidos en la Constitución de la República, los tratados e instrumentos internacionales; así como, aquellos que se derivaren de leyes conexas, con enfoque de género, generacional e intercultural.

2.13.3 Reglamento de Régimen Académico Institucional

Artículo 2. Objetivos. a) Garantizar una formación de alta calidad que propenda a la excelencia y pertinencia de la educación politécnica, mediante su articulación a las necesidades de la transformación y participación social, fundamentales para alcanzar el Buen Vivir. b) Regular la gestión académica-formativa en todos los niveles de formación y modalidades de aprendizaje de la educación superior, con miras a fortalecer la investigación, la formación académica y profesional, y la vinculación con la sociedad.

3. METODOLOGÍA

El diseño de la metodología para la integración de señales electromiográficas para el control de la prótesis de mano es de la forma que se muestra en el gráfico 1-3.

En forma general se realiza una definición del caso particular de la paciente, se identifica las necesidades tanto del usuario con las características de la prótesis que permite en el diseño del sistema de control la selección de los dispositivos para la recepción de señales electromiográficas en tiempo real, procesamiento y control de los actuadores, también se diseña el circuito y se desarrolla un algoritmo para la manipulación de la prótesis. Luego se ensambla el sistema de control en la prótesis y se realizan pruebas en vacío y con carga. La validación se hace mediante una prueba estadística que determina si el sistema de control permite a la paciente manipular la prótesis.



Gráfico 1-3. Diagrama de flujo de la metodología

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.1 Definición del caso de estudio

Se tiene el caso de una paciente que perdió su antebrazo derecho y la movilidad total de su mano izquierda. A continuación, se detallan los datos y nivel de amputación.

3.1.1 Datos de la paciente:

Sexo: Femenino

Fecha de nacimiento: 1998-01-20

Lugar de nacimiento: Cantón Pujilí, Provincia Cotopaxi

Ocupación: Ninguna

Discapacidad: Física

3.1.2 Nivel de Amputación

La paciente tiene una amputación de la extremidad superior derecha en el antebrazo a causa de un accidente, el nivel de amputación se define como amputación muy corto por debajo del codo a un 35% medida desde el codo hacia la muñeca como se muestra en la figura 11-3 y figura 12-3.



Figura 11-3. Niveles de amputación.

Realizado por: Kottke, 1994.



Figura 12-3. Nivel de amputación de la paciente.

Realizado por: Mora, Anthony 2020.

3.2 Identificar las necesidades

Se requiere brindar las facilidades necesarias en términos de control de la prótesis para que la paciente pueda realizar de manera autónoma sus actividades diarias mediante la manipulación de esta. Para ello es necesario identificar las necesidades de la paciente y las necesidades electrónicas para el sistema de control basados en el diseño de la prótesis.

3.2.1 Necesidad de la paciente

La paciente es una señorita que a causa de un accidente perdió su mano derecha y parte de su antebrazo, además no tiene movilidad en su mano izquierda. Para ello es necesario que la paciente manipule la prótesis robótica de manera autónoma a través de señales EMG para que realice las actividades diarias de manera autónoma y de esa manera pueda incluirse a la sociedad realizando actividades individuales y colectivas.

3.2.2 Necesidades de la Prótesis Robótica

Se cuenta con una prótesis impresa con tecnología de impresión 3D y se requiere que realice los movimientos naturales de una persona, en este caso son: extensión y flexión de los dedos, agarres cilíndricos, giro de muñeca. Estos movimientos se realizan mediante actuadores, que son controlados mediante una tarjeta de control que es la encargada de recibir las señales EMG y procesarlas. Para ello se define las características que se dispone del diseño para controlar:

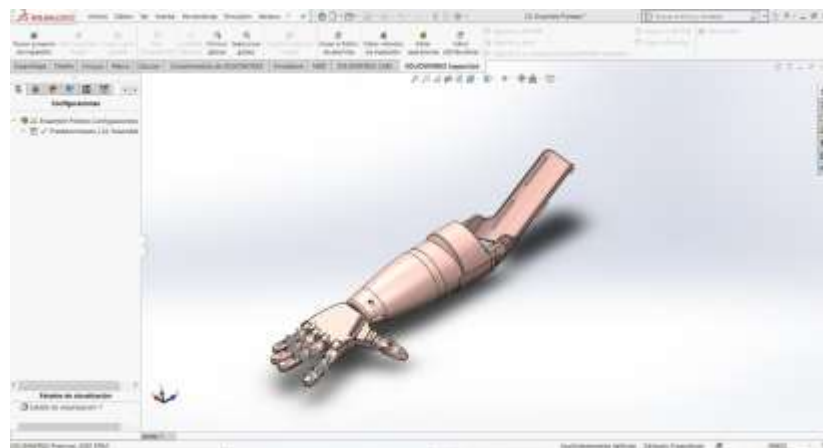


Figura 13-3. Diseño de la prótesis Mano – Antebrazo

Realizado por: Estrada, Omar 2019

- Espacio diseñado para la colocación de 4 servomotores para el movimiento de los dedos y el giro de la muñeca. Figura 14-3. Con dimensiones de:

Largo: 47mm

Ancho: 10mm

Altura: 78mm

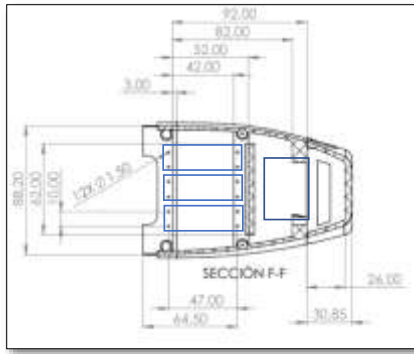


Figura 14-3. Vista lateral de la sección F-F del antebrazo.

Realizado por: Estrada, Omar, 2020.

- Diámetro de los orificios por dónde van a pasar los hilos para el sistema de transmisión es de 3mm y el diámetro mínimo de 1,6mm. Anexo A y B.

Diámetro máximo: 3mm

Diámetro mínimo: 1,6mm

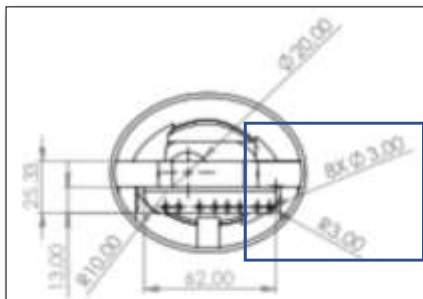


Figura 15-3. Diámetro máximo del orificio para el hilo.

Realizado por: Estrada, Omar, 2020.

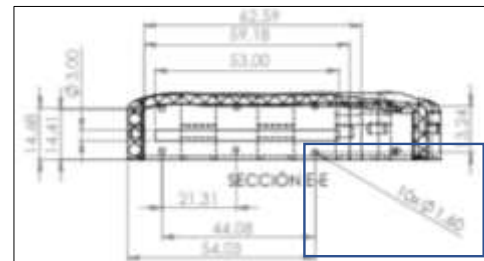


Figura 16-3. Diámetro mínimo del orificio para el hilo.

Realizado por: Estrada, Omar, 2020.

- Se necesita servomotores que soporten la carga para la que está diseñada.

Carga máxima: 5,5kgf se toma del análisis estático del diseño de la prótesis. Figura 17-3

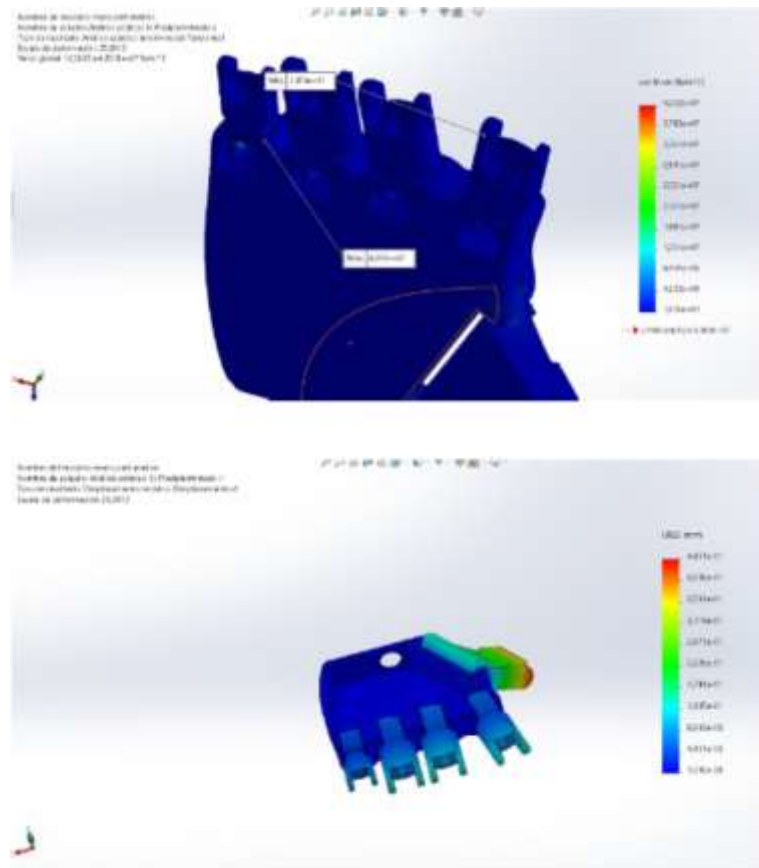



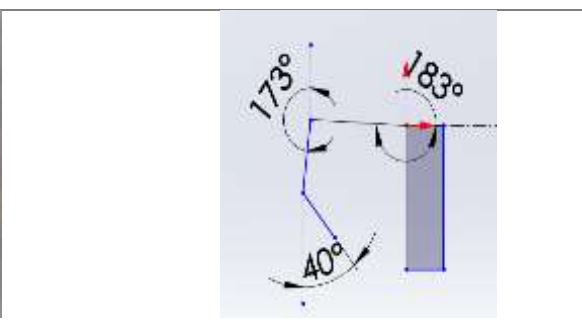

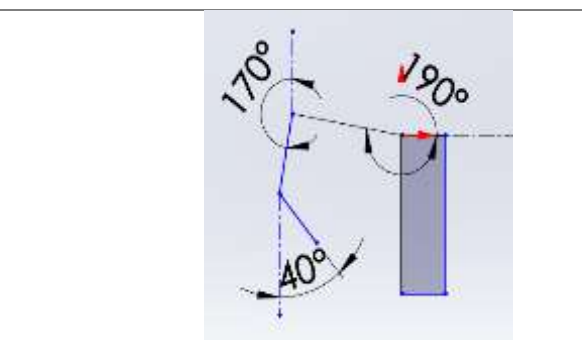

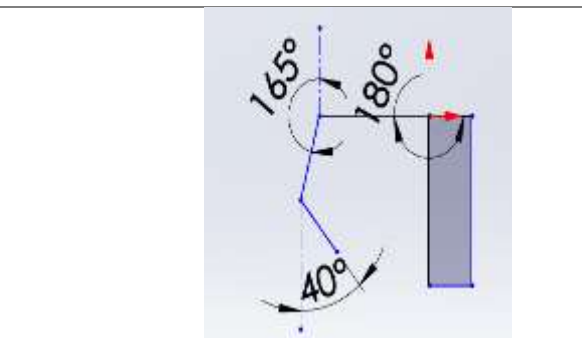
Figura 17-3. Análisis estático.

Realizado por: Estrada, Omar, 2020.

- Ángulos de apertura y cierre de cada dedo

Tabla 1-3. Ángulos de flexión de cada uno de los dedos de la palma de la mano.

Dedo pulgar		
Dedo índice		

Dedo medio		
Dedo anular		
Dedo meñique		

Fuente: Estrada, Omar, 2020.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

La muñeca está diseñada para que gire 360°. Estrada, Omar, 2020.

3.3 Diseño del sistema de control

El sistema de control se basa en la selección de los dispositivos necesarios para la manipulación de la prótesis por parte de la paciente. Este sistema de control inicia con la conexión entre el dispositivo de adquisición de señales EMG y la tarjeta controladora, una vez establecida la conexión, el sistema adquiere dichas señales para ello se selecciona el software y hardware adecuado para la interacción entre dichas señales y el posicionamiento de los actuadores una vez que se reconoce el movimiento. Gráfico 2-3.

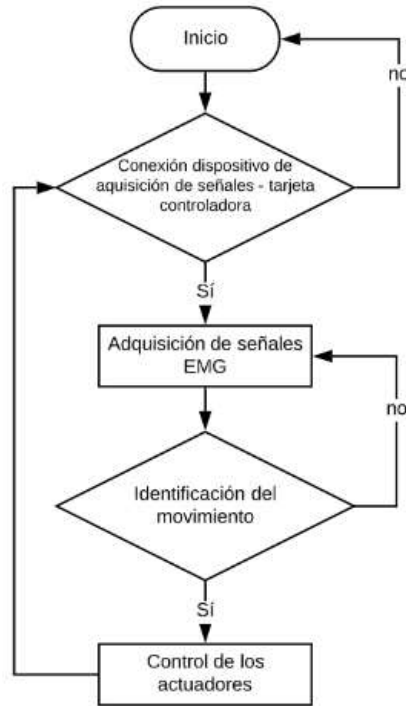


Gráfico 2-3. Diagrama de flujo para el sistema de control

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

3.3.1 Selección de los dispositivos

Con los requerimientos existentes para el control de la prótesis se procede a seleccionar los dispositivos. A continuación, detallamos los dispositivos necesarios para la actuación de la prótesis:



Gráfico 3-3. Dispositivos para el sistema de control.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

3.3.1.1 Dispositivo para la adquisición de señales electromiográficas.

La electromiografía es un estudio diagnóstico que determina la actividad eléctrica de los músculos. Además, proporciona información sobre el estado fisiológico de conducción de los nervios que inervan el músculo. Esta actividad eléctrica se recibe mediante electrodos ya sea conectado a la superficie de la piel o introducidos en el músculo (menos recomendado).

Sin embargo, las señales EMG son muy complejas, aleatorias, no estacionarias, no lineales (sin relación lineal entre la actividad muscular y el patrón de señal EMG), y no se generan por fenómenos periódicos. (Correa-Figueroa et al., 2016: pp. 17-27)

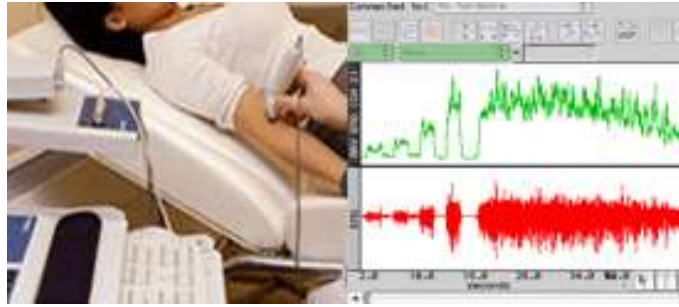


Figura 18-3. Electromiograma.

Realizado por: Madriaga, María, 2015

Las señales EMG se pueden medir en la superficie de la piel mediante electrodos de superficie o con un brazalete comercializado basado en electrodos. La ventaja de las señales EMG es que contienen información y es una medida de causa-efecto directamente relacionada con la activación muscular. Uno de los inconvenientes de los métodos EMG es que las señales se ven afectadas por el ruido y cuando los usuarios sudan. (He et al., 2013; citados en Jiang et al., 2019: pp. 1-5)



Gráfico 4-3. Diagrama de bloques para la adquisición y lectura de señales EMG mediante electrodos.

Realizado por: Armas-Álvarez, 2017



Gráfico 5-3. Diagrama de bloques para la adquisición y lectura de señales EMG mediante brazalete.

Realizado por: Elaine, 2016

En el gráfico 4-3 utiliza varias etapas, para la adquisición utilizan electrodos de superficie y permiten el aislamiento de la interferencia de 60Hz, en la etapa de pre-amplificación utilizan un amplificador para tener una ganancia de 100, por lo que las señales adquiridas son relativamente

pequeñas; en la etapa de filtrado se construyen filtros analógicos para obtener una señal limpia eliminando frecuencias no deseadas; en la etapa de filtro de rechaza bandas se encarga de eliminar el ruido que se produce en el ambiente, el ruido de la línea de alimentación, interferencias de entrada, etc.; la etapa de amplificación sirve para amplificar la señal que se pierde en la etapa de filtrado. La digitalización la realizan es la representación gráfica de la señal adquirida por cada contracción muscular. (Armas y Álvarez, 2017: pp. 328-331)



Figura 19-3. Sistema de control de un modelo de prótesis mioeléctrica mediante electrodos.

Realizado por: Armas, Álvarez, 2017

En el gráfico 5-3 hace referencia a un diagrama de bloques para la adquisición de señales EMG mediante el brazalete Myo Armband con una frecuencia de muestreo de 200Hz, mediante la librería MyoBridge y un módulo bluetooth de baja energía permite la conexión con Arduino para la posterior identificación del gesto. La gama de potenciales del brazalete Myo permiten la amplificación de las señales eléctricas.



Figura 20-3. Sistema de control de un modelo de prótesis mediante el brazalete Myo.

Realizado por: Miguel et al., 2016

La desventaja de utilizar electrodos es que las señales que se reciben son de frecuencia muy baja, para ello hay que utilizar amplificadores, también rectificadores de señal para reconocer la intención de movimiento y luego un procesamiento. Hay que tener presente que la ubicación de

los electrodos no debe desplazarse en lo más mínimo, ya que si esto sucede las señales cambian y el sistema no reconoce lo antes programado.

El brazalete Myo Armband (Figura 21-3.) presenta características ideales ya que cuenta con 8 sensores que detectan la actividad eléctrica de los músculos del antebrazo y es capaz de reconocer 5 gestos de la mano y la IMU de 9 ejes incluidos en el brazalete.(Bernhardt, 2015)

Hay disponible una variedad amplia de dispositivos para restaurar las capacidades de los amputados de mano mediante prótesis robóticas mioeléctricas. Dichos dispositivos evolucionan continuamente de acuerdo con la tecnología.

Para este trabajo se considera el uso del brazalete debido a las bondades que brinda como, por ejemplo: movilidad, operabilidad, conexión y facilidad en el desarrollo de hardware y software. Además, que permiten la conexión con múltiples dispositivos mediante bluetooth de baja energía y posee un hardware y software abierto. (Octavio y Denis, 2017: pp. 48-56) Las especificaciones técnicas del brazalete se detallan en el Anexo C.



Figura 21-3. Brazalete Myo Armband.

Realizado por: Researchgate, 2018

El brazalete Myo reconoce los gestos mediante respuestas anatómicas ya que el músculo se estira y se contrae, cuando se produce una contracción los músculos se activan eléctrica o neurológicamente. (Kamen & Gabriel, 2010 citados en Octavio y Denis, 2017, pp. 48-56) El antebrazo tiene un total de 20 músculos que se conectan a la articulación del codo a la muñeca. (Ruiz, 2012 pp. 60-65)

Sin embargo, las señales EMG son muy complejas, aleatorias, no estacionarias, no lineales (sin relación lineal entre la actividad muscular y el patrón de señal de SEMG), y no se generan por fenómenos periódicos. (Correa-Figueroa et al., 2016: pp. 17-27)

Por lo general, los electrodos para la adquisición de las señales EMG están ubicados en correspondencia con músculos específicos. Se utiliza un impulso mioeléctrico (es decir, un aumento en la amplitud de la señal eléctrica emitida por los músculos) para abrir y cerrar la mano protésica. (Atzori y Müller, 2015: pp. 1-7)

3.3.1.2 Bluetooth

Con base en la selección del dispositivo de adquisición de señales EMG, el brazalete Myo permite comunicarse con otros dispositivos mediante un bluetooth de baja energía. Mediante revisión bibliográfica se encuentra que el brazalete no permite utilizar cualquier dispositivo bluetooth porque la mayoría de ellos cuenta con un firmware bastante especializado lo que no permite la conexión del brazalete con algún microcontrolador.

La solución otorga un módulo bluetooth al cual se desarrolló un firmware especializado que permita la conexión directa entre el Myo y un microcontrolador. El módulo bluetooth HM-11 es el ideal ya que está basado en un chip TI CC2541, que posee un firmware preprogramado del fabricante, gracias a esto se puede construir conexiones con varios dispositivos, ya que para establecer la conexión solo se necesita cargar el firmware. Esta carga solo la permite si se utiliza una de dos tipos de Arduinos disponibles en el mercado, ya sea el Arduino Uno o Leonardo.

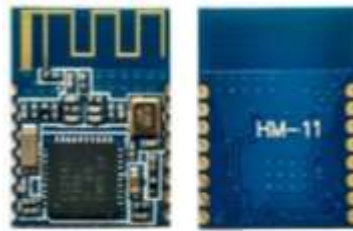


Figura 22-3. Módulo bluetooth HM-11

Realizado por: RobotShop, 2020

Las especificaciones técnicas del bluetooth HM-11 se detallan en el Anexo D.

3.3.1.3 Tarjeta Controladora

Con las consideraciones presentes en la selección del dispositivo para la adquisición de señales y el dispositivo que permite la conexión entre el brazalete y el microcontrolador, se procede a la selección de la tarjeta de control, para realizar la selección se presenta que solo se puede utilizar la tarjeta Arduino Uno o Leonardo por la razón de que solo las dos presentan características para la carga del firmware en el dispositivo bluetooth. Para la selección se tiene en consideración lo siguiente:

En la figura 23-3 se puede observar que resultan casi idénticos, tienen similares dimensiones y la misma cantidad de pines, de acuerdo con las características técnicas tiene los mismos voltajes de alimentación 7 a 12V, entre las características principales. Se hace una evaluación en función de la disponibilidad en el mercado y una comparación de precios.

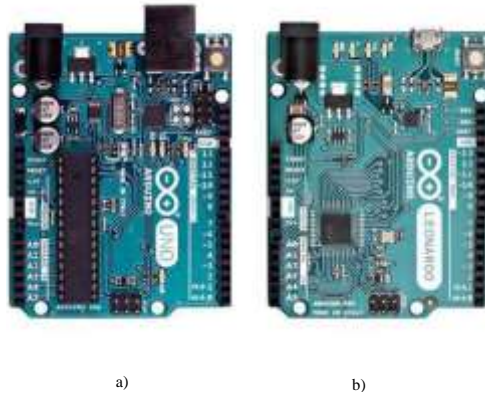


Figura 23-3. a) Arduino Uno b) Arduino Leonardo

Realizado por: Arduino, 2016

En el mercado se encuentra de manera más fácil la tarjeta Arduino Uno y el precio es relativamente más bajo, el precio del Arduino Uno está en los \$11 y la tarjeta Arduino Leonardo por sobre los \$14 y brindan similares bondades.

Además, que Arduino es un hardware de código abierto, puede ser programado con el Software Arduino.

Las diferencias más significativas se encuentran en el Anexo E.

Con base en las características presentadas se procede a la selección del Arduino Uno, por la facilidad de adquisición en términos de disponibilidad en el mercado y costos, ya que uno de los objetivos es un sistema de control de bajo costo.

Tabla 2-3: Características de las tarjetas Arduino.

Opción	Criterio	Disponibilidad	Precio
Uno		Fácil adquisición	\$11
Leonardo		Difícil adquisición	\$14

Fuente: Arduino, 2020

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Tabla 3-3: Ponderación para la selección de la tarjeta Arduino.

Elección de la tarjeta Arduino							
Opción	Criterio	Disponibilidad	Peso	Total	Precio	Peso	Total
Uno		5	55%	2.75	5	45%	2.25
Leonardo		3	55%	1.65	3	45%	1.35

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.3.1.4 Actuadores

De acuerdo a los requerimientos y características del diseño de la prótesis, para la selección del servomotor se toma como referencia las especificaciones de la carga que es capaz de resistir la prótesis y el espacio disponible para los servomotores, en el mercado local existen un número limitado de marcas de servomotores a continuación se destacan dos tipos que cumplen con las especificaciones:

Tabla 4-3: Características de Servomotores.

Características de la prótesis	MGS996R	Hitec HS-311
		
Dimensiones: 40,6*19,8*48	40,6*19,8*42,9	41*20*36
Carga: 5,5 kg	9-12Kg	3-3,7Kg
Peso	55g	40,8g
Precio	\$12	\$9

Fuente: Hitec, 2014

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

Para la selección de los actuadores se utiliza una matriz de ponderación. Para ello se tienen dos opciones:

- Servomotor MSG996R
- Servomotor Hitec HS-311

Los criterios que se utilizan para la selección del servomotor basados en las especificaciones de la prótesis son:

- Dimensiones
- Carga
- Peso
- Precio

Para realizar la matriz se prioriza en porcentaje cada uno de los criterios, desde el más importante al menos importante:

- Precio: 40% ya que el objetivo es crear un sistema de control de bajo costo.
- Peso: 30%, porque los actuadores son colocados al interior de la prótesis y permite una fácil manipulación de la misma.

- Carga: 25%, porque la prótesis está diseñada para realizar las actividades diarias, esto no requiere de mucho esfuerzo.
- Dimensiones 5%, porque las dimensiones son similares y no incluyen directamente en la manipulación de la prótesis

Luego se tiene que dar una puntuación de 1 a 5 por cada uno de los criterios evaluados, siendo 1 lo más bajo y 5 lo más alto, de esa manera se obtiene el siguiente resultado:

Tabla 5-3: Ponderación para la selección del Servomotor.

Elección del Servomotor													
Criterio Opción	Precio	Peso	Total	Peso	Peso	Total	Carga	Peso	Total	Dimensiones	Peso	Total	Total
MSG996R	4	40%	1.6	3	30%	0.9	5	25%	1.25	5	5%	0.25	4
Hitec HS-311	5	40%	2	5	30%	1.5	3	25%	0.75	5	5%	0.25	4.5

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Con base en los resultados de la tabla de ponderación, arroja como resultado mayor el servomotor Hitec HS-311.

3.3.1.5 Tendones

Para los tendones, que son los encargados de abrir o cerrar los dedos, se utilizan criterios basados en el diseño de la prótesis y de la selección de los servomotores, como se muestra a continuación:

Características

Carga máxima de la prótesis 5,5kg

Carga máxima de los servomotores 3,7kg

Diámetro del orificio Min 1.6mm Max. 3mm

Para la selección del material que se utiliza para la prótesis se toma en cuenta las siguientes consideraciones:

- El material debe ser flexible pero no deformable.
- Tenga una resistencia menor a la carga del servomotor, para que si la paciente manipule una carga que sobrepase la carga mínima permitida por el servomotor se desgarre el tendón y de esa manera a más de ser utilizado como medio de transmisión de movimiento también se utiliza como dispositivo de seguridad para los servomotores.

Con base en las consideraciones se utiliza el hilo Nylon Hawk, que tiene las siguientes especificaciones:

En la tabla 6-3 se observa dos características principales, una de ellas es la carga máxima a soportar la prótesis, la carga mínima del servomotor y la siguiente es el diámetro máximo y diámetro mínimo por donde pasan los tendones.

Tabla 6-3: Características de la prótesis vs Características del Nylon

Características	Prótesis	Nylon
Carga máxima de la prótesis	5,5kg	2,9Kg
Carga mínima de los servomotores	3kg	
Diámetro del orificio	Min 1.6mm Max. 3mm	0,175mm

Fuente: Estrada, Omar, 2019.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.



Figura 24-3. Hilo Hawk.

Realizado por: Amazon, 2019

3.3.1.6 Fuente de alimentación

Es importante que el sistema de alimentación sea externa para que la prótesis pueda ser llevada fácilmente sin necesidad de estar conectada a la corriente. Los servomotores utilizan una cantidad significativa de corriente durante el funcionamiento como se especifican en la características técnicas ANEXO F. Lo que significa que tendría que ser reemplazado con bastante frecuencia. Las baterías Lipo ofrecen alta densidad de energía y son recargables fácilmente.

Existe relación entre la duración de la batería y el tamaño de la misma. Lo ideal sería que la prótesis sea capaz de funcionar durante varias horas sin necesidad de recarga. Sin embargo, para lograr esto el tamaño de la batería puede llegar a ser demasiado grande para ser alojados dentro del dispositivo.

Para la selección de la batería, se tomó en cuenta lo siguiente:

- Los servomotores necesitan 6V para ser accionados

- El consumo a plena carga varía entre 700-800mA por cada servomotor. (Hitec, 2014), pero para el caso de la prótesis diseñada el consumo sin carga plena es de 180mA. (ServoCity, 2019)

Corriente requerida por el sistema

$$Consumo = \#Servo * 180mA * CS$$

$$Consumo = 4 * 180mA * 3$$

$$Consumo = 2160mA$$

$$2160 \approx 2200mA$$

Donde:

CS = Coeficiente de seguridad

#Servo= Cantidad de servomotores

Se utiliza un coeficiente de seguridad de tres porque existirán ocasiones en que los servomotores actúen a plena carga debido a las actividades cotidianas que pueda realizar como levantar cargas pesadas. Además que se utilizará una sola fuente para alimentar los servomotores, el microcontrolado y el bluetooth.

Voltaje Requerido por el sistema

$$V = 6V * CS$$

$$V = 6V * 2$$

$$V = 12V \approx 11.1V$$

Se utiliza un coeficiente de seguridad de 2 ya que el voltaje máximo requerido por el sistema viene dado por los servomotores que es de 6V.

- No se toma en cuenta el consumo del microcontrolador ya que es insignificante. Al igual que el del módulo bluetooth.

Con las consideraciones establecidas y los valores determinados se procede a la utilización de una batería lipo de 3 celdas que tiene como características: 11.1V y 2200mA. ANEXO F.



Figura 25-3. Batería Lipo

Realizado por: HobbyKing, 2020

Esta batería es recargable y pueden proporcionar energía para un tiempo sustancialmente largo.

3.3.1.7 Regulador de voltaje

Es necesario un regulador de voltaje que soporte las siguientes especificaciones del sistema:

- Voltaje máximo 11,1V determinado por la batería lipo de 3S
- Voltaje mínimo 6V determinado por el voltaje necesario para que accione el servomotor.
- Amperaje Máximo 2200 mA determinado por la batería.
- Amperaje mínimo 2000 mA determinado por la batería.

El dispositivo que cumple con las especificaciones es el LM2596. Anexo G



Figura 26-3. Regulador de Voltaje LM2596

Realizado por: Electrónica.com, 2016

3.3.2 Conexión de dispositivos

Esta etapa hace referencia a la integración de la tarjeta Arduino Uno y el módulo Bluetooth HM-11.

Para la conexión inalámbrica entre el brazalete y la tarjeta de control Arduino uno, primero se procede a la carga del Firmware al módulo bluetooth HM-11, para ello se realizan los siguientes pasos que se indican a continuación:

Una vez identificado los pines del módulo HM-11 procedemos a la configuración para la comunicación inalámbrica entre el brazale y el Myo. El proceso se detalla a continuación:

1. Se deben soldar cables a los pines como se muestran en la figura 27-3.

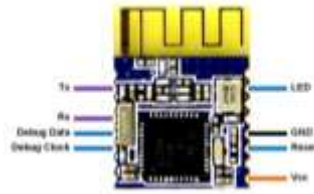


Figura 27-3. Pines para utilizar del módulo HM-11

Realizado por: CEDEÑO, RUTTY, 2017

2. Se debe cargar el firmware en el HM-11 para ello se utiliza el arduino Uno, en conjunto con el programa CCLoader que se encuentra en la página Github. (XuGuohui, 2017). Dentro de la carpeta se encuentra el programa CCLoader.ino el cual debemos cargar a la placa arduino
3. Realizamos las conexiones como se detallan a continuación:

Tabla 7-3: Conexiones entre la placa Arduino y el módulo HM-11

HM-11	Arduino Nano
Vcc	3.3V
GND	GND
PIN 5	PIN 6
PIN 6	PIN 5
PIN 11	PIN 4

Fuente: Roland, 2018

Realizado por: Mora, Anthony 2020

4. Abrir el símbolo del sistema y escribir cmd.
5. Escribir el comando: cd + la dirección en la que se encuentra el archivo CCLoader.exe.

Luego tenemos que ubicar los siguiente parámetros que nos indica:

<COM_NUMBER> <BINARY_FILE.BIN> <DEVICE_NUMBER>

```
C:\Users\equipo>cd C:\Users\equipo\Desktop\CCLoader-master\windows\
C:\Users\equipo\Desktop\CCLoader-master\windows>CCLoader.exe
Copyright (c) 2015 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.3
Invalid parameters.
usage: CCLoader.exe <com number> <bin file> <device>
Example: CCLoader.exe 1 abc.bin 0
<device>: 0 -- Default (e.g. UNO)
          1 -- Leonardo
```

Figura 28-3. Comand windows para la ejecución del CCLoader

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

Donde:

- COM_NUMBER es el número del puerto serie del arduino.
- BINARY_FILE es el archivo MyoBridge_CC2541.bin
- DEVICE se puede elegir entre 0 y 1, 0 para Arduino Uno y 1 para Arduino Leonardo

La carga está completa cuando muestra la pantalla como la figura 29-3.

```

Import open:
Device: 1 Default (e.g. Uno)
Send:111200 data:8 parity:none stopbits:1 btr:off btr:off
File open success!
Warning: File size isn't the integer multiples of 1024, last bytes will be set to
0xFF
Block total: 174
Disable Transmission...
Request sent already! waiting for respond...
Begin programming...
1  2  3  4  5  6  7  8  9  10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23
2  24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45
3  46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67
4  68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89
5  90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 100 101 102 103 104 105 106 107 108
109 110 111 112 113 114 115 116 117 118 119 120 121 122 123 124 125 126
127 128 129 130 131 132 133 134 135 136 137 138 139 140 141 142 143 144
145 146 147 148 149 150 151 152 153 154 155 156 157 158 159 160 161 162
163 164 165 166 167 168 169 170 171 172 173 174 175 176 177 178 179 180
181 182 183 184 185 186 187 188 189 190 191 192 193 194 195 196 197 198
199 200 201 202 203 204 205 206 207 208 209 210 211 212 213 214 215 216
217 218 219 220 221 222 223 224 225 226 227 228 229 230 231 232 233 234
235 236 237 238 239 240 241 242 243 244 245 246 247 248 249 250 251 252
253 254 255 256 257 258 259 260 261 262 263 264 265 266 267 268 269 270
271 272 273 274 Program successful
File closed!
Import closed!

```

Figura 29-3. Carga del Firmware en el módulo HM-11

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.3.3 Diseño del circuito.

El diseño del circuito es la integración de los dispositivos seleccionados en un solo circuito, para ello se conoce que la conexión entre el Brazaletes y la tarjeta Arduino se lo hace mediante el bluetooth HM-11 conectada a la placa Arduino, también se incorporan a la placa los servomotores, la fuente de alimentación.

Se considera que para la alimentación el Arduino puede ser alimentado por un Voltaje de entre 6-12 V, esto se lo hace a través de la entrada Vin de la placa.

El módulo bluetooth se alimente con 3,3V y es conectada a la entrada de la placa de los 3,3V, se conecta a GND y al pin 2 y 3 para la transmisión y recepción de datos.

Tabla 8-3: Conexiones entre el módulo Bluetooth HM-11 y la placa Arduino para la transmisión y recepción de datos.

HM-11	Arduino Uno
PIN2 – TX	PIN 2
PIN4 – RX	PIN 3
PIN9 – VCC	3.3V
PIN12 - GND	GND

Fuente: CEDEÑO, RUTTY, 2017

Realizado por: Mora, Anthony,2020.

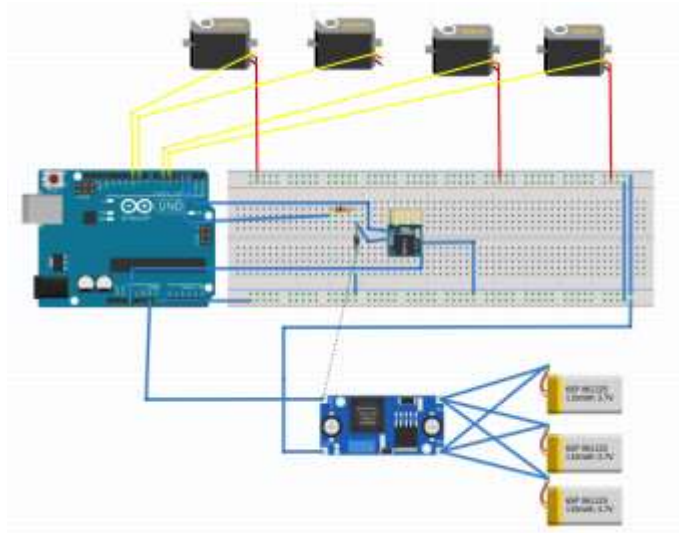


Figura 32-3. Diseño del circuito.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

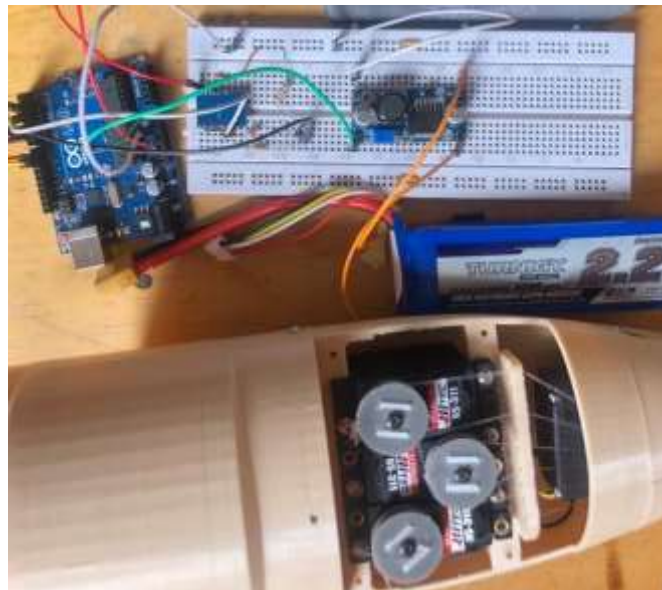


Figura 33-3. Integración de los dispositivos en el circuito diseñado.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

En el diseño del circuito que se realiza en el programa Fritzing no existe la batería lipo de 3s por lo que se procedió a hacer la conexión de 3 baterías que simulan una celda cada una.

3.3.4 Programación

Para controlar los servomotores y el bluetooth HM-11 se utiliza el programa Arduino, la primera etapa es la declaración de librerías para la comunicación, para ello se tiene que instalar las librerías de MyoBridge y librerías de los servos.

Se declaran las librerías como se muestra en la figura 34-3,

```
#include <Servo.h>
#include <MyoBridge.h>
#include <SoftwareSerial.h>
```

Figura 34-3. Declaración de librerías.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

#include <Servo.h> librería para los servomotores

#include <MyoBridge.h> librería para establecer la conexión entre el Myo y el microcontrolador

#include <SoftwareSerial.h> librería para conectar el bluetooth con el microcontrolador.

Luego se llama la función Software Serial para establecer la conexión con el MyoBridge:

SoftwareSerial bridgeSerial(2,3); declarando los pines 2 y 3 para la conexión con el bluetooth.

Las especificaciones a tener en cuenta es que un servomotor es para la muñeca, el dedo pulgar e índice tiene movimiento independiente y el medio anular y meñique son accionados solo por un servomotor.

La declaración de los servomotores se lo hace de la siguiente manera:

```
Servo servo_pulgar; // objeto servo pulgar
Servo servo_indice; // objeto servo indice
Servo servo_medio_anular_meñique; // objeto servo medio anular y meñique
Servo servo_muñeca;
```

Figura 35-3. Declaración de las variables.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Se define los pines a los que se conecta cada servomotor:

```
servo_pulgar.attach(5); // conecta el servo al pin 5
servo_indice.attach(6); // conecta el servo al pin 6
servo_medio_anular_meñique.attach(9); // conecta el servo al pin 9
servo_muñeca.attach(10); //conecta el servo al pin 10
```

Figura 36-3. Declaración de los pines.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Para la configuración de los servomotores y que ejecuten los movimientos, se define en la siguiente tabla las posiciones de los servomotores.

Tabla 10-3: Ángulos que giran cada uno de los servomotores en sus diferentes posiciones.

Servomotor	Posición	Grados
Servomotor Pulgar	Abierto	175
	Semiabierto	90
	Cerrado	5
Servomotor Índice	Abierto	175
	Semiabierto	90
	Cerrado	5
	Abierto	175

Servomotor Medio Anular y	Semiabierto	90
Meñique	Cerrado	5
Servomotor Muñeca	Abierto	175
	Semiabierto	90
	Cerrado	5

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Una vez definidas las posiciones para cada servomotor, se procede a determinar las características de movimiento por cada gesto efectuado, así que la prótesis es capaz de realizar los siguientes movimientos que se detallan en la tabla 11-3.

Tabla 11-3: Movimiento de la prótesis por cada gesto reconocido

Gesto	Movimiento
Puño	Todos los dedos cerrados
Mano abierta	Dedo índice abierto
Doble toque	Cerrar dedo pulgar e índice o hacer el número 3
Mano hacia dentro	Girar la muñeca 90° hacia dentro
Mano hacia afuera	Girar la muñeca 90° hacia afuera
Descanso	Dedos abiertos y muñeca en posición inicial

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Para la identificación del gesto y actuación de servomotores se realiza de la siguiente manera:

```
case 2://MYO_POSE_WAVE_IN
  //pos_pulgar = POS_pulgar_CLOSE;
  //pos_indice = POS_indice_CLOSE;
  //pos_medio_anular_meñique = POS_medio_anular_meñique_CLOSE;
  pos_muñeca=POS_muñeca_CLOSE;
  break;
```

Figura 37-3. Identificación del gesto y activación de los servomotores.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

En el siguiente diagrama de flujo del gráfico 6-3, se detallan las funciones que cumple la programación. El algoritmo de control está en el Anexo K.

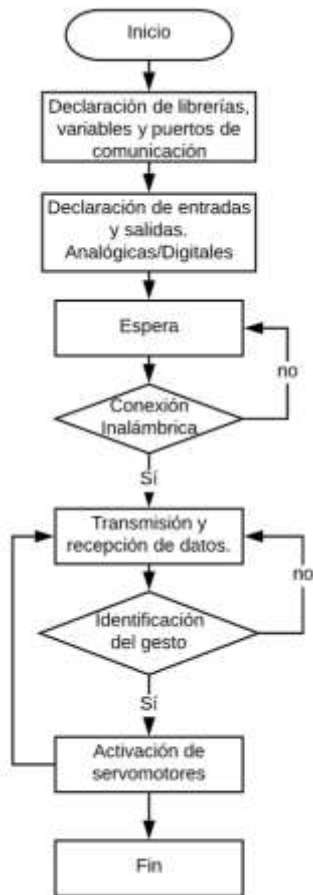
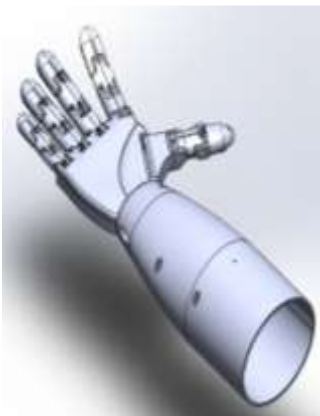


Gráfico 6-3. Diagrama de flujo de la programación.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.4 Ensamble

Para el ensamble se procede a colocar los servomotores en el espacio diseñado por la prótesis (Figura 38-3) y se unen mediante el hilo nylon para la transmisión del movimiento (Figura 39-3).



a)



b)



c)

Figura 38-3. a) Diseño de la prótesis. b) Prótesis impresa. c) Colocación de los servomotores

Realizado por: Estrada, Omar 2020; Mora, Anthony, 2020.

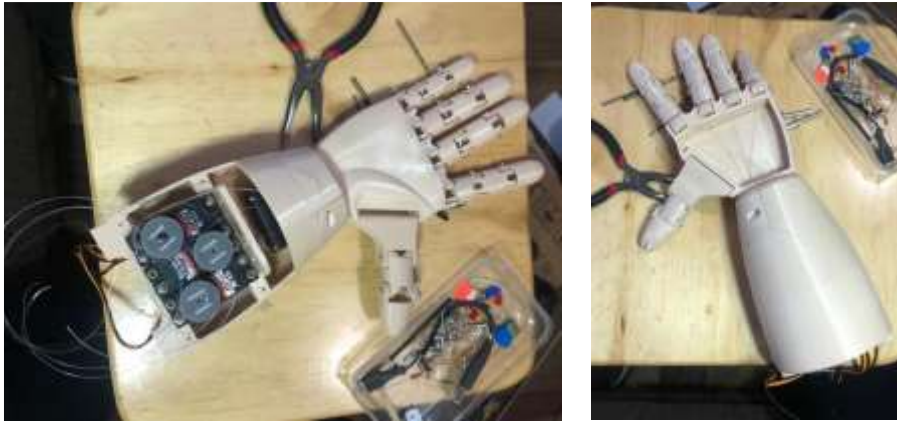


Figura 39-3. Nylon para el sistema de transmisión de movimiento.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

De acuerdo con el diseño del circuito se procede a conectar el circuito a la prótesis robótica, se debe tener presente los pines a los que deben ser conectados cada uno de los servomotores.

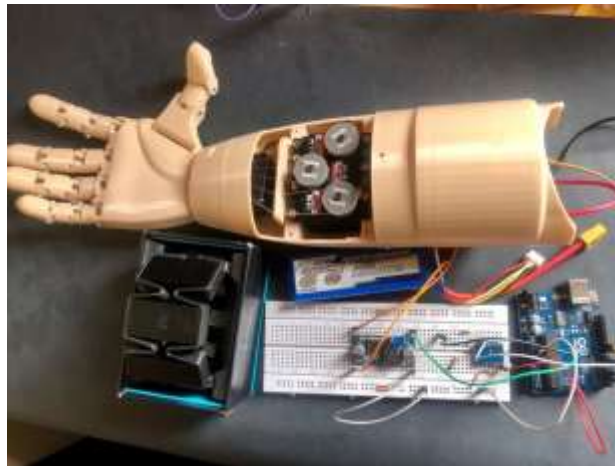


Figura 40-3. Conexiones del sistema de control a la prótesis robótica.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.5 Pruebas

En el siguiente diagrama de flujo que se muestra en el gráfico 7-3 se detallan los pasos que se requieren previo a la realización de las pruebas.

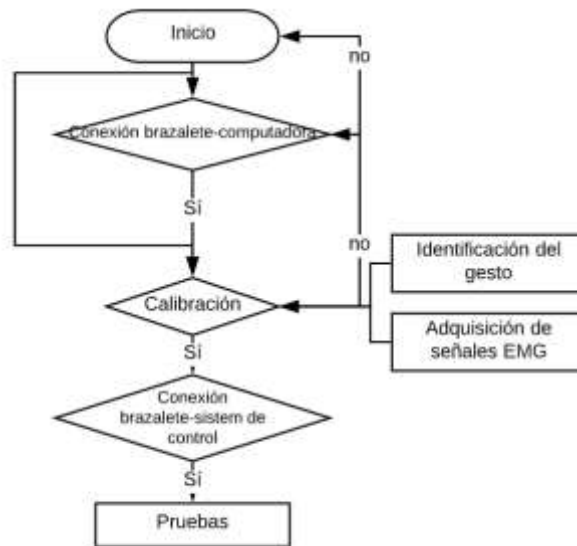


Gráfico 7-3. Diagrama de flujo para la realización de pruebas.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.5.1 Calibración

3.5.1.1 Identificación del gesto

Para comenzar con las pruebas de funcionamiento, primero se calibra el brazalete a la paciente. La calibración del brazalete comienza con la identificación del gesto utilizando el programa Myo Connect, que debe ser instalado en la computadora.



Figura 41-3. Identificación del Gesto del puño.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Para comenzar con la calibración se debe colocar el brazalete en la zona del antebrazo, en este caso en la zona de la amputación, se inicia la aplicación y se realiza lo siguiente. Haga click en Continuar para comenzar a usar Myo en la computadora. Conecte el adaptador USB a la computadora, luego el cable Micho-USB Estándar, luego su brazalete Myo y dar click en continuar cuando todos hayan sido reconocidos. Es necesario dar un nombre al brazalete y dar click en continuar. Luego se registra el brazalete ingresando una dirección de correo electrónico o dar click en omitir si no se desea registrar. Cuando el proceso de instalación haya finalizado, desconecte el brazalete Myo del cable USB, el Myo se conectará a la computadora a través del bluetooth (indicado por el LED que se vuelve azul) automáticamente.

Ahora que el Myo está conectado a la computadora a través del bluetooth, se observa un video sobre cómo usar y sincronizar, luego dar click en Continuar. Para continuar con los siguientes pasos hay que realizar el gesto de sincronización como lo indica el programa Figura 42-3.



Figura 42-3. Gesto de sincronización

Realizado por: Myo Connect, 2014.

En algunas condiciones, Myo puede necesitar calentarse mientras forma una conexión fuerte con los músculos de su brazo. Myo Connect detectará en qué brazo se encuentra ubicado el brazalete. Una vez realizado los pasos previos el programa está listo para aprender y practicar los 5 gestos básicos como se muestra en la Figura 43-3.



Figura 43-3. Gestos básicos del programa Myo Connect

Realizado por: Myo Connect, 2014



Figura 44-3. Reconocimiento de gestos básicos

Realizado por: Myo Connect, 2014

Realizada la sincronización, se procede a ubicar el brazalete en el antebrazo (Figura 45-3) para identificación del gesto.



Figura 45-3. Colocación del brazalete Myo en la zona de la amputación

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

Colocado el brazales se procede a la identificación de los gestos básicos establecidos por el brazalete. Para ello se inicia el programa Myo Connect con el bluetooth conectado a la computadora.



Figura 46-3. Calibración del brazalete identificación del gesto

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

3.5.1.2 Adquisición de señales EMG

Para la adquisición de señales EMG por cada gesto que reconoce el programa se lo realiza las aplicaciones Myo Data Capture y Myo Visualizer propio del dispositivo disponibles en la página web. (Myo, 2014b) por defecto la aplicación Myo Data Capture al ser iniciada transmitirá datos

del acelerómetro, el giroscopio, la orientación, la orientación de Euler y los datos de las señales EMG de cada sensor en cuatro archivos CSV con marca de tiempos diferentes. Los datos EMG vienen con una frecuencia de 200Hz y los datos IMU están a 50Hz.

Tabla 12-3: Señales EMG adquiridas mediante Myo Data Capture

timestamp	emg1	emg2	emg3	emg4	emg5	emg6	emg7	emg8
1.574E+15	-8	6	4	14	2	-1	-14	-14
1.574E+15	3	-3	0	-1	-1	-3	20	18
1.574E+15	24	2	0	1	0	0	-11	-3
1.574E+15	-25	-12	-1	0	1	3	0	-4
1.574E+15	6	-1	-3	-5	-4	3	-1	-1
1.574E+15	0	1	2	1	4	-2	-44	20
1.574E+15	-16	2	1	0	-1	7	89	-11
1.574E+15	9	4	0	-1	0	-3	-12	-2
1.574E+15	7	0	-1	-1	-1	-4	4	2

Fuente: Myo Data Capture, 2014

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

Los datos EMG vienen con una frecuencia de 200Hz, en la tabla 12-3 se observan los valores que recepta cada uno de los ocho sensores cada 5 milisegundos. Los valores que se obtienen mediante la aplicación Myo Data Capture son medidas en microvoltios en intervalos de 128 a -128.

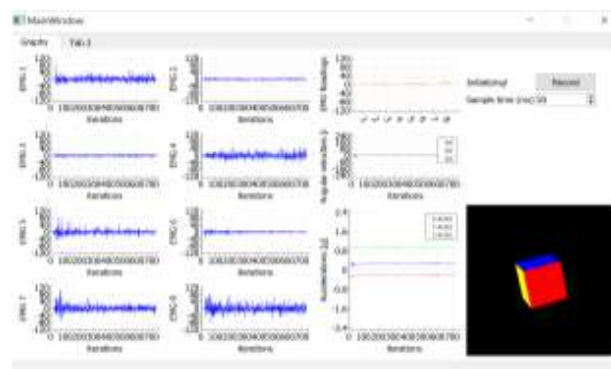


Gráfico 8-3. Señales EMG e IMU mediante Myo Visualizar

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

En el gráfico 1-3 se aprecia de manera gráfica los valores de cada uno de los sensores, además las señales IMU (para el presente caso no se las toma en cuenta). Para entender el comportamiento de las gráficas hay que tener presente que cuando el músculo se encuentra en reposo no se visualiza actividad clara en la gráfica, las contracciones débiles de los músculos registran en las gráficas niveles bajos de actividad, durante la contracción voluntaria máxima se experimentan los picos.

A continuación, se muestra los gestos identificados, los datos obtenidos por cada gesto, los valores de cada uno de los electrodos y las gráficas.

3.5.1.3 Reconocimiento del Gesto del puño

Tabla 13-3: Señales EMG para el gesto de cerrar el puño

timestamp	emg1	emg2	emg3	emg4	emg5	emg6	emg7	emg8
1.574E+15	-8	6	4	14	2	-1	-14	-14
1.574E+15	3	-3	0	-1	-1	-3	20	18
1.574E+15	24	2	0	1	0	0	-11	-3
1.574E+15	-25	-12	-1	0	1	3	0	-4
1.574E+15	6	-1	-3	-5	-4	3	-1	-1
1.574E+15	0	1	2	1	4	-2	-44	20
1.574E+15	-16	2	1	0	-1	7	89	-11
1.574E+15	9	4	0	-1	0	-3	-12	-2
1.574E+15	7	0	-1	-1	-1	-4	4	2

Fuente: Myo Data Capture

Realizado por: Myo Data Capture



Figura 47-3. Identificación del Gesto del puño.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

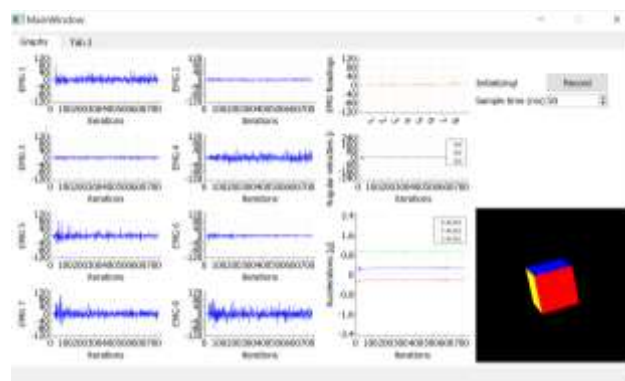


Gráfico 9-3. Señales EMG e IMU para el gesto del puño.

Realizado por: Myo Visualizer

La gráfica de cada uno de los sensores indica la actividad muscular en determinada zona de contacto, los picos más altos indican que existe una concentración máxima para la ejecución del gesto en este caso se evidencia en el electrodo 1, 4, 7 y 8, en los electrodos 2, 3 y 6 se registran actividades musculares muy bajas lo que indica que para dicho gesto los músculos se mantienen en reposo o su actividad es mínima. En la gráfica del electrodo 5 se observa una contracción débil, en otras palabras, que para el gesto del puño en esa zona no existe actividad muscular

3.5.1.4 Reconocimiento del Gesto dedos estirados

Tabla 14-3: Señales EMG del gesto dedos estirados.

timestamp	emg1	emg2	emg3	emg4	emg5	emg6	emg7	emg8
1.57E+15	-12	-24	-6	27	-6	11	105	2
1.57E+15	-5	-28	-6	21	-1	1	-42	-27
1.57E+15	2	-60	1	2	5	6	46	24
1.57E+15	3	-36	5	-1	-3	3	10	-17
1.57E+15	8	-19	-2	-4	2	3	-56	-19
1.57E+15	0	-5	21	6	6	-1	27	19
1.57E+15	1	8	9	-25	-2	4	3	-10
1.57E+15	-1	3	6	18	4	-4	-2	4
1.57E+15	4	13	-6	-12	-5	0	-13	6

Fuente: Myo Data Capture

Realizado por: Myo Data Capture



Figura 48-3. Identificación del Gesto Dedos estirados.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

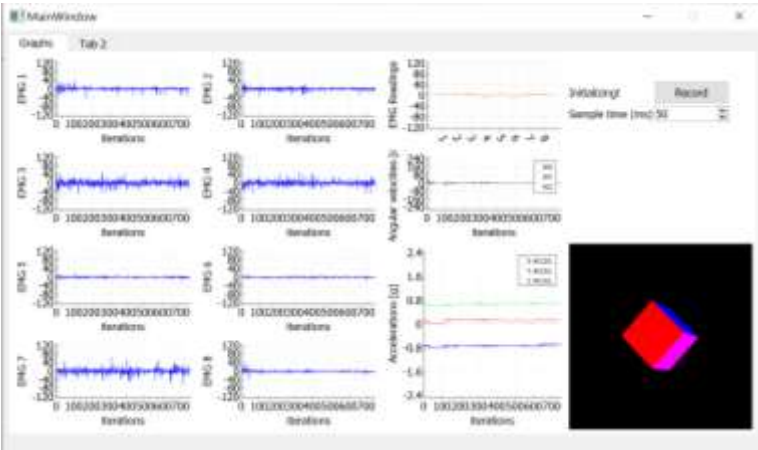


Gráfico 10-3. Señales EMG e IMU para el gesto dedos estirados.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

De manera similar para el gesto de los dedos estirados se evidencia en el electrodo 3, 4, 7 actividades musculares altas, en los electrodos 5, 6, 7 se registran actividades musculares muy bajas lo que indica que para dicho gesto los músculos se mantienen en reposo o su actividad es mínima. En la gráfica del electrodo 1, 2 se observa una contracción débil.

3.5.1.5 Reconocimiento del Gesto mano hacia adentro

Tabla 15-3. Señales EMG del gesto mano hacia adentro.

timestamp	emg1	emg2	emg3	emg4	emg5	emg6	emg7	emg8
1.57E+15	-18	-12	8	-2	2	-2	-22	-57
1.57E+15	3	5	-21	-1	2	0	4	33
1.57E+15	19	13	-2	4	0	4	8	33
1.57E+15	-14	8	-9	-7	-4	-6	-11	-26
1.57E+15	12	14	-27	-5	2	4	9	18
1.57E+15	-13	-12	9	-3	-2	1	2	-1
1.57E+15	17	-5	15	2	1	-3	-5	-6
1.57E+15	-2	-11	-7	-5	-3	1	-1	5
1.57E+15	-29	-4	10	4	-1	1	3	11

Fuente: Myo Data Capture

Realizado por: Myo Data Capture



Figura 49-3. Identificación del Gesto Mano hacia adentro.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

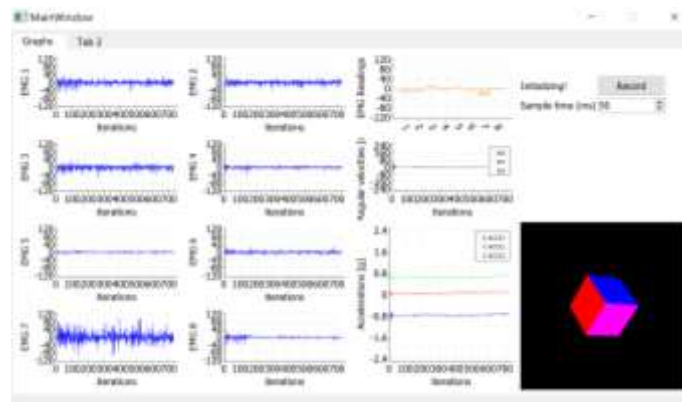


Gráfico 11-3. Señales EMG e IMU para el gesto mano hacia adentro.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

De manera similar para el gesto de la mano hacia adentro se evidencia en el electrodo 7 actividades musculares altas, en los electrodos 1, 2, 3 se registran actividades musculares muy bajas lo que indica que para dicho gesto los músculos se mantienen en reposo o su actividad es mínima. En la gráfica del electrodo 4, 5, 6, 8 se observa una contracción débil.

3.5.1.6 Reconocimiento del Gesto mano hacia adentro

Tabla 16-3: Señales EMG del gesto mano

hacia afuera

timestamp	emg1	emg2	emg3	emg4	emg5	emg6	emg7	emg8
1.574E+15	20	-20	5	-1	-3	-5	-3	22
1.574E+15	0	17	-2	1	3	6	1	-13
1.574E+15	28	11	13	-3	3	10	8	38
1.574E+15	-28	-9	-29	-19	-15	-15	-21	-66
1.574E+15	-1	8	-15	-17	-3	-2	-11	10
1.574E+15	52	17	-65	-52	-1	3	-3	71
1.574E+15	30	7	-10	4	2	1	7	8
1.574E+15	-13	-45	-26	-10	-2	0	-1	26
1.574E+15	-6	42	2	-3	3	3	-2	-9

Fuente: Myo Data Capture

Realizado por: Myo Data Capture



Figura 50-3. Identificación del Gesto

Mano hacia Afuera.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

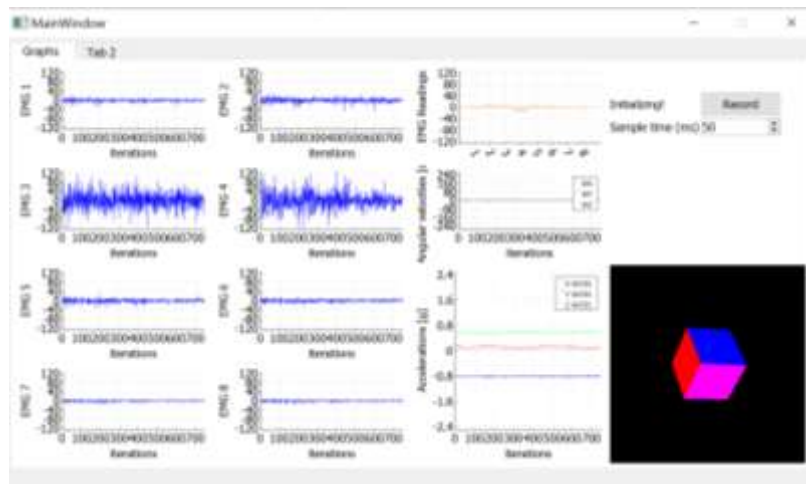


Gráfico 12-3. Señales EMG e IMU para el gesto mano hacia afuera.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020


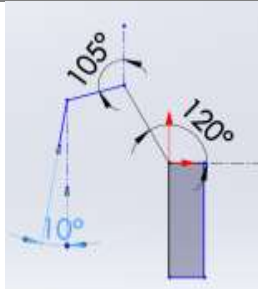

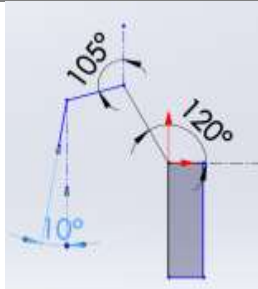

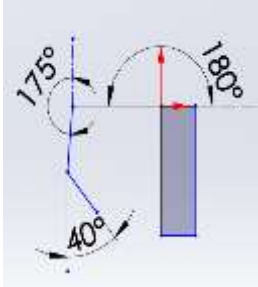

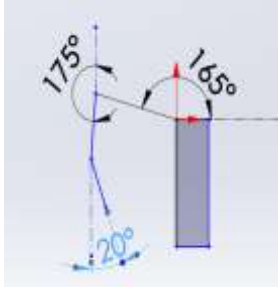

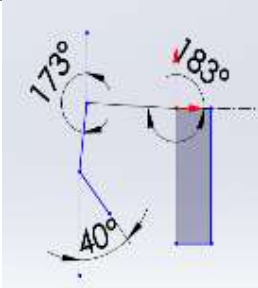

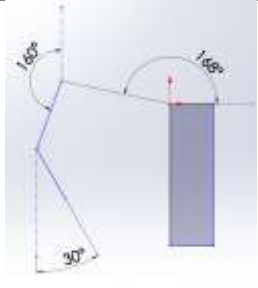

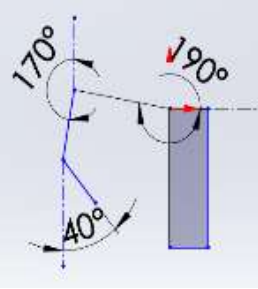

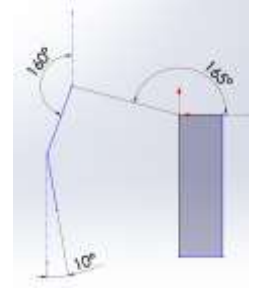
De manera similar para el gesto de la mano hacia adentro se evidencia en el electrodo 3, 4 actividades musculares altas, en los electrodos 2, 5 se registran actividades musculares muy bajas lo que indica que para dicho gesto los músculos se mantienen en reposo o su actividad es mínima. En la gráfica del electrodo 1, 6, 7, 8 se observa una contracción débil.

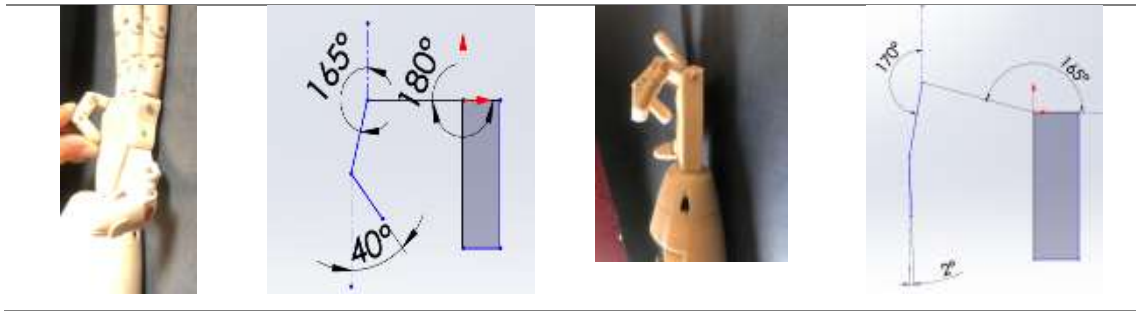
3.5.2 Pruebas en vacío y con carga

Se hacen pruebas en dos prótesis, la primera es un prototipo y la segunda es la prótesis final para la paciente.

Las primeras pruebas se realizaron sin la intervención de la paciente para medir lo grados que van a tener cada uno de los dedos con respecto a los ángulos planteados en la programación, los resultados se presentan en la siguiente tabla:

Tabla 17-3: Ángulos que se obtienen con el giro de los servomotores.

Sin actuadores		Con actuadores	
			
			
			
			



Realizado por: Mora, Anthony, 2020

En la tabla se aprecia que varía los ángulos de diseño con los ángulos que se obtienen al manipular la prótesis con los servomotores. Los resultados varían dependiendo de factores como: la tensión de los tendones, el acabo de la prótesis, pero también del diámetro de la polea del servomotor. Para calcular la distancia que recorre el tendón por cada giro del servomotor se calcula mediante el arco de la circunferencia:

Arco de circunferencia:

$$s = \frac{2\pi}{360} * r * \theta$$

En donde:

s = Longitud de arco

r = radio de la circunferencia

θ = ángulo de giro

Por lo que:

Radio de la polea = 9mm

Ángulo de giro de los servomotores = 170°

$$s = \frac{2\pi}{360} * r * \theta$$

$$s = \frac{2\pi}{360} * 9mm * 170$$

$$s = 26,69mm$$

Si en el caso de que los servomotores giren los 180° se tiene lo siguiente:

Radio de la polea = 9mm

Ángulo de giro de los servomotores = 180°

$$s = \frac{2\pi}{360} * r * \theta$$

$$s = \frac{2\pi}{360} * 9mm * 180$$

$$s = 28,26mm$$

Se comparan los dos resultados y se obtiene que:

$$\Delta s = 28,26 - 26,69$$

$$s = 1,57mm$$

Lo que quiere decir que la diferencia es insignificante entre los 170° y 180°.

Identificados los gestos y adquiridas las señales EMG en forma numérica y visual, se conecta al sistema de control diseñado, para ello es necesario que el brazalete no se encuentre conectado a la computadora o a cualquier otro dispositivo. Establecida la conexión entre el brazalete y el sistema de control se procede a realizar las pruebas en vacío y con carga

3.5.2.1 Pruebas en vacío:

Con la programación de cada uno de los gestos y los movimientos establecidos, la prótesis podrá realizar las siguientes acciones:

Tabla 18-3: Pruebas en vacío

Gesto	Movimiento
Puño	Todos los dedos cerrados
Mano abierta	Dedo índice abierto
Doble toque	Cerrar dedo pulgar e índice o hacer el número 3
Mano hacia dentro	Girar la muñeca 90° hacia dentro
Mano hacia afuera	Girar la muñeca 90° hacia afuera
Descanso	Dedos abiertos y muñeca en posición inicial

Realizado por: Mora, Anthony, 2020

A continuación se observa las pruebas que se realizaron.

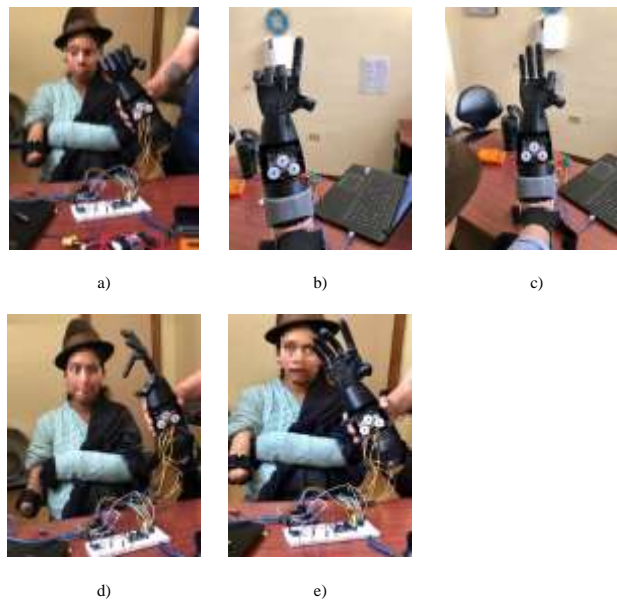


Figura 51-3. Pruebas en el prototipo: a) Dedos cerrados – Gesto Puño. b) Dedo índice abierto. c) Cerrar dedo pulgar e índice. d) Giro de la muñeca 90° – Gesto Mano hacia adentro. e) Dedos Abiertos y muñeca en posición inicial.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

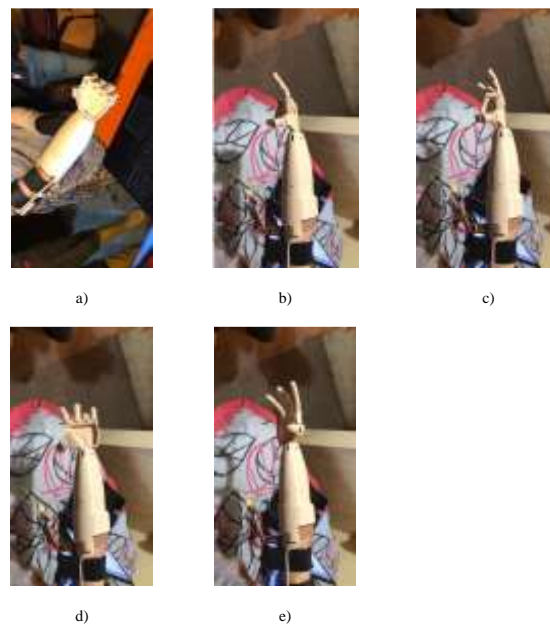


Figura 52-3. Pruebas en la prótesis: a) Dedos cerrados – Gesto Puño. b) Dedo índice abierto. c) Cerrar dedo pulgar e índice. d) Giro de la muñeca 90° – Gesto Mano hacia adentro. e) Dedos Abiertos y muñeca en posición inicial.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Se realizaron 250 pruebas obteniendo los siguiente resultados:

Tabla 19-3: Pruebas para el reconocimiento de los gestos.

N°	Movimiento	Cumple	No Cumple	Número pruebas
1	Dedos cerrados	49	1	50
2	Pulgar e índice cerrados	35	15	50
3	Dedo índice abierto	45	5	50
4	Giro de la muñeca hacia adentro	46	4	50
5	Giro de las muñeca hacia afuera	48	2	50
		223	27	250

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.5.2.2 Pruebas con carga y movimientos

Se realiza pruebas para el agarre de diferentes objetos, para lo cual se establecen en la siguiente tabla:

Tabla 20-3. Acciones de la prótesis con respecto a los movimientos definidos

Movimiento	Descripción
Dedos cerrados	Dar la mano
	Agarre cilíndrico
	Sujetar cualquier objeto
Cerrar dedo pulgar e índice	Sujetar cosas pequeñas
	Tres dedos
Dedo índice abierto	Apuntar
	Número uno

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

A continuación se observan las pruebas que se realizan.

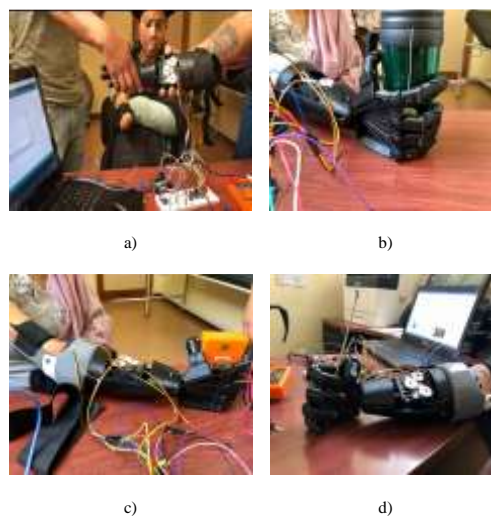


Figura 53-3. a) Dar la mano – Gesto Puño. b) Agarre vaso – Gesto puño. c) Agarre de multímetro – Gesto puño. d) Agarre destornillador – Gesto mano abierta

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

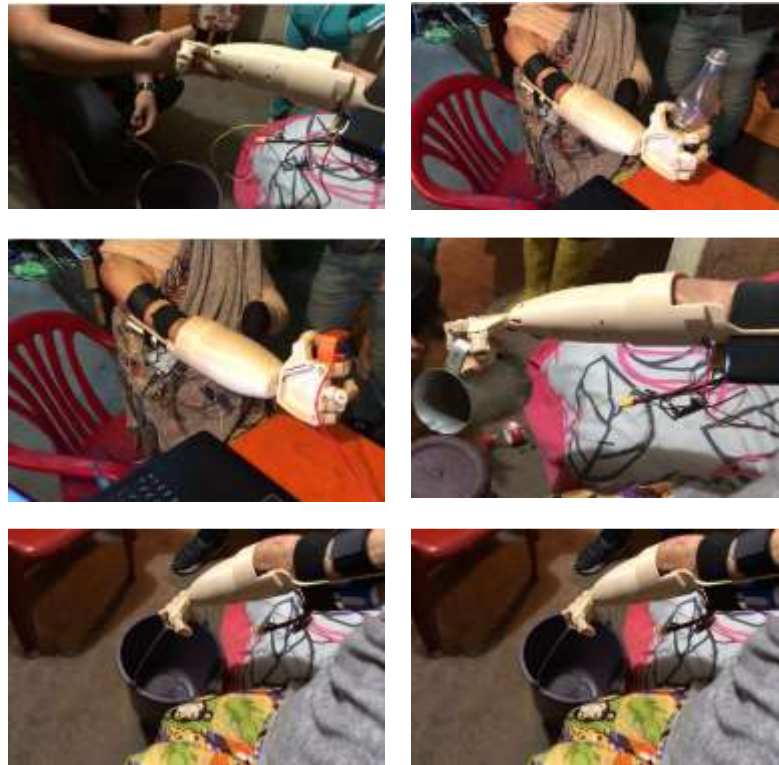


Figura 54-3. Pruebas con la prótesis.

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

3.5.3 Manual de usuario

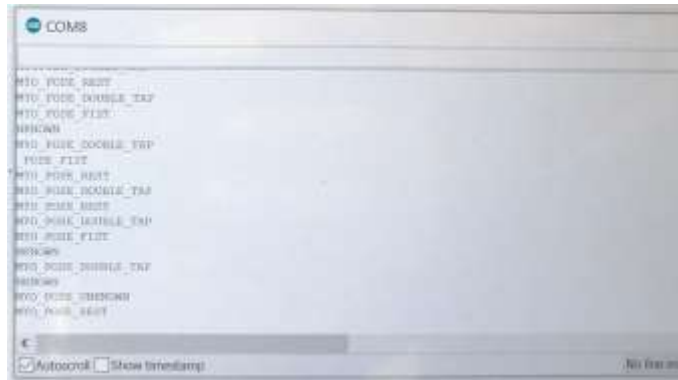
El manual de usuario se lo realiza tomando en cuenta las consideraciones de cada uno de los dispositivos utilizados en el sistema, todo esto para precautelar la integridad de la paciente.

ANEXO I.

3.6 Validación de resultados

El sistema final es una prótesis controlada a través de señales EMG, estas señales son enviadas al microcontrolador a través del bluetooth, el microcontrolador es el encargado de identificar los gestos y posicionar los servomotores.

Para validar los resultados se realizaron 50 pruebas para cada uno del movimiento, obteniendo 250 pruebas para los cinco movimientos. A continuación, se detallan los resultados de las pruebas (Tabla 21-3):



Realizado por: Arduino, 2020.

N°	Movimiento	Cumple	No Cumple	Número pruebas
1	Dedos cerrados	49	1	50
2	Pulgar e índice cerrados	35	15	50
3	Dedo índice abierto	45	5	50
4	Giro de la muñeca hacia adentro	46	4	50
5	Giro de las muñeca hacia afuera	48	2	50
		223	27	250

Para validar estadísticamente se utiliza la prueba estadística Chi Cuadrado ya que se aplica al estudio de dos variables, ya sean nominales o cualitativas, es decir para establecer si existe o no relación entre las variables. En términos generales, se encarga de contrastar las frecuencias observadas con las frecuencias esperadas.

Ho: No es posible controlar una prótesis de mano a través de señales EMG

Con las frecuencias observadas se calcula las frecuencias esperadas con la siguiente fórmula:

En donde:

Aplicando la fórmula para cada uno se obtiene los siguientes resultados:

Tabla 22-3: Frecuencias esperadas

N°	Movimiento	Cumple	No Cumple	Número pruebas
1	Dedos cerrados	44.6	5.4	50
2	Pulgar e índice cerrados	44.6	5.4	50
3	Dedo índice abierto	44.6	5.4	50
4	Giro de la muñeca hacia adentro	44.6	5.4	50
5	Giro de las muñeca hacia afuera	44.6	5.4	50
		223	27	250

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Una vez determinadas las frecuencias esperadas, se calcula el chi cuadrado:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(f_o - f_e)^2}{f_e}$$

En donde:

f_o = frecuencia observada.

f_e = frecuencia esperada.

Aplicando la fórmula obtenemos los siguientes resultados:

Tabla 23-3: Resultados del chi cuadrado

N°	Movimiento	Cumple	No Cumple	Número pruebas
1	Dedos cerrados	0.4341	3.5852	4.0193
2	Pulgar e índice cerrados	2.0664	17.067	19.133
3	Dedo índice abierto	0.0036	0.0296	0.0332
4	Giro de la muñeca hacia adentro	0.0439	0.363	0.4069
5	Giro de las muñeca hacia afuera	0.2592	2.1407	2.3999
		2.8072	23.185	25.992

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

Chi Cuadrado calculado:

$$\chi^2 = 25,992$$

El Chi Cuadrado crítico se lo encuentra en la tabla. Anexo J. Para ello se tiene que definir la probabilidad de que el valor sea mayor al chi cuadrado calculado y los grados de libertad. Con ellos se rechaza la hipótesis nula y se acepta la alternativa

Se define un valor $p=0.01$ ya que el control lo realiza una persona para sus actividades diarias, por los que es necesario una precisión alta.

Grados de libertad:

$$gl = (\#filas - 1) * (\#columnas - 1)$$

$$gl = (5 - 1) * (2 - 1)$$

$$gl = 4$$

En la figura 56-3. De la tabla de chi cuadrado se obtiene el chi cuadrado crítico que sirve para comparar con el calculado.

v/p	0,001	0,0025	0,005	0,01
1	10,8274	9,1404	7,8794	6,6349
2	13,8150	11,9827	10,5965	9,2104
3	16,2660	14,3202	12,8381	11,3449
4	18,4662	16,4238	14,8602	13,2767

Figura 56-3. Valores del Chi Cuadrado crítico

Realizado por: Chi Cuadrado, 2020.

Determinado el valor calculado y el valor crítico se comparan los resultados

$$25,992 > 13.2767$$

Por lo que se rechaza la hipótesis nula y se acepta la alternativa. En este caso comprobamos que es posible controlar la prótesis a través de señales EMG obtenidas del antebrazo para el caso de la paciente.

La eficiencia del sistema de control se determina en función de la cantidad de movimientos efectuados y la cantidad de pruebas, con ello se obtiene el siguiente resultado:

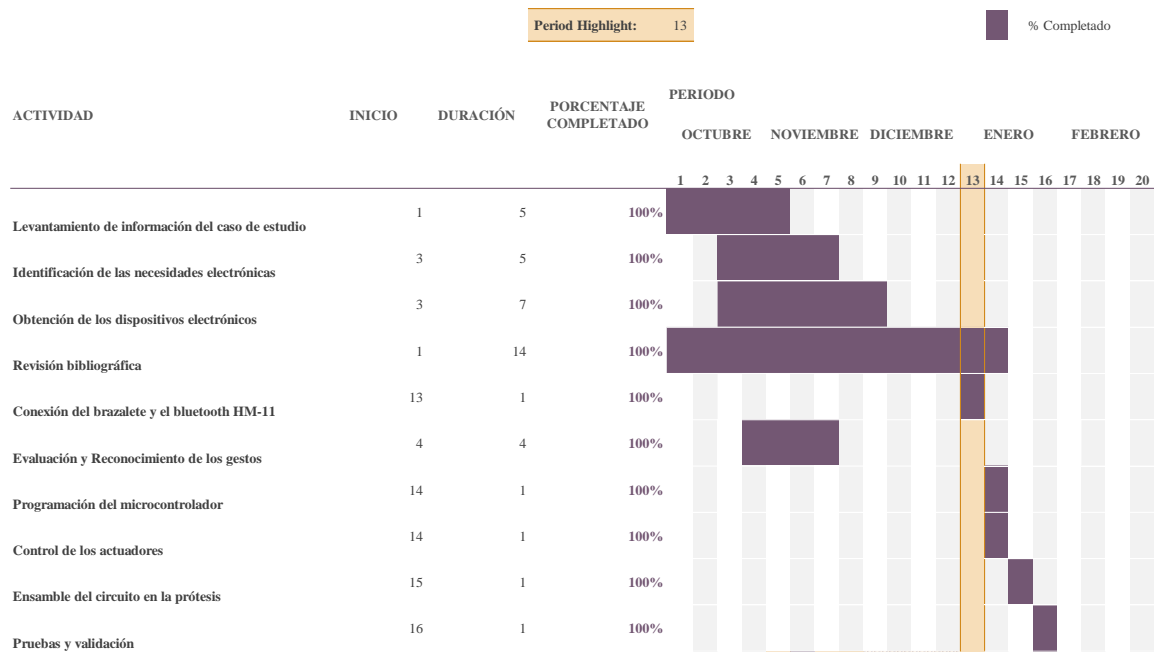
$$eficiencia = 223 * \frac{100}{250}$$

$$eficiencia = 89,2\%$$

4. GESTIÓN DEL PROYECTO

4.1 Cronograma

Tabla 24-4. Cronograma.



Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

4.2 Recursos y materiales: humanos, equipos, financiamiento

4.2.1 Costos

La siguiente tabla muestra el costo total para el sistema de control.

Tabla 25-3. Costos directos e indirectos del proyecto.

N°	Detalle	Cantidad	Valor Unitario (\$)	Total (\$)
1	Myo Armband	1	340	340
2	Arduino Uno	1	12	12
3	Batería Lipo 3S	1	35	35
4	Hitec HS-311	4	9	36
5	Bluetooth HM-11	1	12	12
6	LM2596	1	3	3
7	Resistencias	3	0,10	0,30
8	Cables	30	2,50	2,50
9	Transporte	12	6	72
10	Extras	12	4,5	54
Total				566,8

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

4.2.2 Costo del sistema de control

Tabla 26-3: Costos directos e indirectos del proyecto.

N°	Detalle	Cantidad	Valor Unitario (\$)	Total (\$)
1	Myo Armband	1	340	340
2	Arduino Uno	1	12	12
3	Batería Lipo 3S	1	35	35
4	Hitec HS-311	4	17	36
5	Bluetooth HM-11	1	12	12
6	LM2596	1	3	3
7	Shield	1	10	10
8	Resistencias	3	0,10	0,30
9	Cables	30	2,50	2,50
Total				450,8

Realizado por: Mora, Anthony, 2020.

4.2.3 Talento Humano

Anthony Francisco Mora Riofrío, estudiante que realizó el trabajo. Las habilidades para la investigación e implementación del sistema han sido una de las cualidades que se necesitaron para la culminación del proyecto.

Ing. Eduardo García, Ing. Jhonny Orozco Ramos, director y miembro del Trabajo de Integración Curricular quienes, con su conocimiento y experiencia en el campo de la biomecánica, bioingeniería contribuyeron en la guía y elaboración del trabajo.

4.2.4 Recursos Materiales

Para conseguir los resultados del proyecto se utilizaron medios de transporte vehicular que ayudaron con el traslado del estudiante para realizar la evaluación, adquisición de datos y pruebas con la paciente. El traslado se lo hizo desde la ciudad de Riobamba hasta la ciudad de Latacunga, específicamente al departamento de Rehabilitación del Hospital del IESS.

También se requirió de bibliografía que se obtuvo desde las revistas científicas a las cuales la ESPOCH tiene acceso, de libros obtenidos desde diferentes páginas web.

Se necesitó una computadora con los programas especificados en la metodología para el desarrollo del proyecto, además un Arduino para la programación y otros dispositivos electrónicos.

5. CONCLUSIONES

Se implementó un sistema de control para una prótesis robótica de mano, utilizando tecnología inalámbrica capaz de realizar varios movimientos como estirar todos los dedos, cerrar todos los dedos, estirar el dedo índice, girar la muñeca hacia adentro y hacia afuera, cerrar dedo índice y pulgar, estos movimientos le permite realizar varias acciones como agarrar objetos de formas cilíndricas, cubicas, saludar, apuntar.

Con las especificaciones técnicas de la prótesis y el espacio limitado para los dispositivos electrónicos de control, se utilizó la tarjeta Arduino Uno principalmente porque es un requerimiento para la carga del Firmware al bluetooth, por el precio, disponibilidad en el mercado y posee una interfaz de programación de código abierto.

El costo del sistema de control para este proyecto es de \$ 450,8 basados en la revisión bibliográfica se encuentra prótesis mioeléctricas desde \$250 desarrollada en la Universidad de Illinois, pero en Ecuador una prótesis tiene el valor de \$8000 en promedio, por lo que para nuestro medio es un sistema de control de bajo costo.

Para la adquisición de las señales EMG se seleccionó el brazalete Myo ya que brinda ventajas como la identificación del gesto gracias al programa Myo Connect, adquiere las señales EMG de cada uno de los sensores en una base de datos gracias a la aplicación Myo Data Capture, permite visualizar de manera gráfica el comportamiento del músculo con la ayuda de la aplicación Myo Visualizer, además permite la conexión, mediante el bluetooth HM-11, con la tarjeta de control.

Debido a que el brazalete utilizado permite la identificación de algunos gestos, el sistema de control utilizado en este trabajo de titulación puede beneficiar a otras personas con similar grado de afectación, lo que se debe hacer es calibrar el brazalete al caso de estudio.

La paciente puede controlar la prótesis ubicándose el brazalete en el antebrazo, lo que permite la manipulación de la prótesis. El dispositivo es completamente portátil y tendrá una autonomía de más de dos horas gracias a la batería lipo de 3S seleccionada.

La validación de las pruebas de funcionalidad, aplicando la prueba estadística Chi Cuadrado dio como resultado que el sistema de control realizado en el presente trabajo controla de manera eficiente el movimiento de la prótesis a partir de las señales EMG adquiridas por el brazalete Myo.

La eficiencia del sistema de control es de 89,2% tomando en consideración que se efectuaron 250 pruebas, teniendo un acierto de 223 movimiento efectuados. La eficiencia del sistema de control de la prótesis puede aumentar conforme la paciente se acostumbre a la prótesis.

6. RECOMENDACIONES

El brazalete además de contar con gestos de reconocimientos también identifica las señales IMU que permite ampliar los sistemas de control, por lo que se recomienda que se puedan integrar estas dos bondades que presenta el Myo al desarrollo de algoritmos para mejorar las habilidades de control de la prótesis.

El gesto que no reconoce de manera constante es el de doble toque, las razones pueden ser que existe un grado de afectación importante en la zona de la amputación, la paciente no efectúa las contracciones de manera adecuada, esto podría solucionarse con entrenamiento.

Existe un artículo que presentado por (Jiang et al., 2019, p. 38) en el cual diseñan un prototipo que puede monitorear de manera simultánea e independiente la actividad muscular en la misma localización del músculo en las formas EMG y FMG. Dicho sistema tiene un potencial muy prometedor para el control de prótesis robustas, así como en áreas de biomecánica, incluyendo el modelado de movimientos y reconocimiento intuitivo de gestos con la mano.

Tomar muy en cuenta el manual de usuario para evitar fallas en el sistema.

Evitar la descarga total de la batería, cargar la batería con un dispositivo especial y no descuidar cuando esté cargada por completo y de esa manera no reducir el tiempo de vida útil de la batería.

Se recomienda calibrar el dispositivo cada 6 meses. Si sufre algún daño comunicarse con el grupo de investigación AUTOPRO.

El brazalete Myo debe cargarse cuando se encienda el LED de color naranja. La batería debe cargarse una vez que se encienda el led rojo de la caja de control.

No colocar los dispositivos a luz solar directa, evitar el contacto directo con agua o en entornos húmedos, no dejar que los dispositivos sufran impactos.

No desmonte, repare ni modifique los dispositivos según su criterio.

GLOSARIO

Sensibilidad presora: La producida por los estímulos que deforman la piel o las vísceras. Los receptores que se estimulan por la presión son los corpúsculos de Pacini. (CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA, 2020c)

Unidad de medida inercial (IMU): Una unidad de medición inercial o IMU (del inglés inertial measurement unit), es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos. (Vistrónica, 2016)

Señal eléctrica: Magnitud eléctrica con formas o valores codificados para ofrecer información. (F. R. Quintela y R. C. Redondo Melchor, 2012)

Discapacidad: Reducción de la capacidad física o mental de un individuo. (CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA, 2020b)

Amputación: Exéresis de una extremidad o de una parte de la extremidad, pero también de un órgano o de una parte cualquiera del cuerpo. Según el mecanismo de la exéresis, puede ser espontánea, traumática y quirúrgica. (CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA, 2020a)

BIBLIOGRAFÍA

AGUELLO, S. *Prótesis fuera de lo común devuelven ilusión a ecuatorianos*. *MetroEcuador* [en línea]. 2017. Disponible en: <https://www.metroecuador.com.ec/ec/noticias/2017/10/14/protesis-lo-comun-devuelven-ilusion-ecuatorianos.html>.

AMAZON. *Hawk 2,9 Kg.* [en línea]. Disponible en: <https://www.amazon.co.uk/Fishing-Line-0-175mm-Freshwater-Thread/dp/B01GNKYHN6>.

ARDUINO. Software Arduino. [en línea]. Disponible en: <https://www.arduino.cc>.

ARDUINO. ¿Que es Arduino? [en línea]. Disponible en: <https://arduino.cl/que-es-arduino/>.

ARMAS-ÁLVAREZ, A.E. "Control de modelo de prótesis de mano por señal mioeléctrica.". *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* [en línea], 2017. 1, pp. 328-331. ISSN 2395-8928. Disponible en: <http://memorias.somib.org.mx/index.php/memorias/article/view/125>.

ARTERO, T.Ó. *ARDUINO Curso básico de formación*. Alfaomega, 2013. DOI 9788494072505. p. 62.

ATZORI, M. y MÜLLER, H. "Control capabilities of myoelectric robotic prostheses by hand amputees: A scientific research and market overview". *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 9 (2015), ISSN 16625137. DOI 10.3389/fnsys.2015.00162. pp. 1-7.

BERNHARDT, P. *#MyoCraft: Logging IMU and Raw EMG Data*. [en línea]. 2015. Disponible en: <https://developerblog.myo.com/myocraft-logging-imu-and-raw-emg-data/>.

CARRILLO, A., 2011. *Sistemas Automáticos de Control Fundamentos Básicos de Análisis y Modelado*. 2ª. Mexico: José Morón. ISBN: 978-980-6792-12-8. pp. 20. Disponible en: http://150.185.9.18/fondo_editorial/images/PDF/CUPUL/SISTEMA DE CONTROL 1.pdf.

CEDEÑO, R., 2017. *Diseño De Un Sistema De Control De Movimientos De Agarre Para Una Prótesis De Mano Robótica Con Brazaletes Myo.* (Trabajo de Titulación). Escuela Superior Politécnica de Litoral, Facultad de Electrónica. (Guayaquil). 2017. p. 73. Disponible en: <https://www.dspace.espol.edu.ec/retrieve/102885/D-106304.pdf>.

CHEJÍN, S.R. *Una prótesis te cambia la vida*. GK. 2019. [Consulta: 05 enero 2020]. Disponible en: <https://gk.city/2019/07/28/protesis-ecuador-discapacidad/>.

CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA. *Amputación*. 2020a. [Consulta: 08 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/amputacion>.

CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA. *Discapacidad*. 2020b. [Consulta: 08 febrero

2020]. Disponible en: <https://www.cun.es/resultado-busqueda?searchPath=searchPathUUID&queryStr=discapacidad>.

CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA. Sensibilidad de presión. 2020c. [Consulta 08 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/sensibilidad-presion>.

CONADIS. *TOTAL DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD REGISTRADAS EN EL REGISTRO NACIONAL DE DISCAPACIDAD.* 2020. [Consulta: 15 enero 2020]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.

CORREA-FIGUEROA, et al. "Sistema de adquisición de señales SEMG para la detección de fatiga muscular". *Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica*, vol. 37, no. 1 (2016), pp. 17-27. ISSN 01889532. DOI 10.17488/RMIB.37.1.4.

CORTÉS, F.R. *Robótica: Control de Robots Manipuladores.* Mexico: Alfaomega, 2011. DOI 978-607-707-190-7. pp. 47-52.

ELAINE. *Featured Developer: Connecting Myo to an Arduino Board.* [Myo Blog]. [Consulta: 25 diciembre 2019] 2016. Disponible en: <https://developerblog.myo.com/connecting-myo-to-arduino/>.

ELECTRÓNICA. *CONVERTIDOR DE VOLTAJE DC-DC STEP-DOWN 3A LM2596.* [Consulta 29 enero 2020]. Disponible en: <http://www.electronica.com.py/producto/convertidor-de-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596/>.

F. R. QUINTELA Y R. C. REDONDO MELCHOR. *Diccionario de Ingeniería Eléctrica.* [Consulta: 29 enero 2020]. Disponible en: <https://electricidad.usal.es/Diccionario>.

FARRO, L. y TAPIA, R. "Guía de rehabilitación. Persona con amputación". *Revista Med Hered* [en línea], 2013, vol. 23, no. 4, pp. 15-35. Disponible en: <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>.

FDN. *Araty 0.40 mm X 100 Mts.* [Consulta: 25 enero 2020]. Disponible en: https://articulo.mercadolibre.com.ar/MLA-665386067-tanza-pesca-araty-040-mm-caja-20-rollos-x-100-mts-fdn-_JM?quantity=1&variation=43585113693.

GUERRA, J.L. *Manual de fisioterapia respiratoria.* Manual Moderno. 2a Edición. no. 2a, 2018, pp. 605. DOI M-54626-2002.

HITEC. Servomotor Hitec HS-311. [Consulta: 01 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.robotshop.com/us/es/servomotor-hitec-hs-311.html>.

HOBBYKING. Turnigy 2200mAh 3S Lipo 25C Paquete. [Consulta: 01 febrero 2020].

Disponible en: https://hobbyking.com/es_es/turnigy-2200mah-3s-25c-lipo-pack.html?__store=es_es.

JIANG, S., GAO, Q., LIU, H. y SHULL, P.B. "A Novel, Co-Located EMG-FMG-Sensing Wearable Armband for Hand Gesture Recognition. *Sensors and Actuators A: Physical* [en línea], 2019, (301), pp. 1-5. ISSN 09244247. DOI 10.1016/j.sna.2019.111738. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424719308891>.

LORENZANA, V.R. *Redes Inalámbricas*. Tecnologías Inalámbricas, 2007, pp. 28.

MIGUEL, A.M., PEREZ, S.A.V., MERLIN, E. omez, MONTIEL, M.A., GONZALEZ, E.L. y LUNA, R.M. Control de Movimiento de una Mano Robótica Mediante Señales. *Conference: XXXIX Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, (2016), pp. 73-76. DOI dx.doi.org/10.24254/CNIB.16.2.

MULLER, O.J. Prótesis de miembro superior. [Consulta: 05 enero 2020]. Disponible en: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/>.

MYO. Myo Gesture Control Armband tech specs. [Consulta: 12 diciembre 2019]. Disponible en: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202648103-Myo-Gesture-Control-Armband-tech-specs>.

MYO. Myo Market applications package. [Consulta: 12 diciembre 2019]. Disponible en: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/360019733832-Myo-Market-applications-package>.

OCTAVIO, J. y DENIS, I. "Test of a Myo Armband". *Revista de Ciencias Ambientales y Recursos Naturales* [en línea], 2017, 3(10), pp. 48-56. Disponible en: http://www.ecorfan.org/spain/researchjournals/Ciencias_Ambientales_y_Recursos_Naturales/vol3num10/Revista_de_Ciencias_Ambientales_y_Recursos_Naturales_V3_N10_6.pdf.

OMS. Informe mundial la discapacidad discapacidad. *Convergencia Educativa* [en línea], 2011, pp. 7. Disponible en: https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/70672/WHO_NMH_VIP_11.03_spa.pdf;jsessionid=974FB105BE835792DEC6C99D9D8A191C?sequence=1.

PHILLIPS, B., ZINGALIS, G., RITTER, S. y MEHTA, K. "A review of current upper-limb prostheses for resource constrained settings". *Proceedings of the 5th IEEE Global Humanitarian Technology Conference, GHTC 2015*, pp. 52-58. DOI 10.1109/GHTC.2015.7343954.

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DE PERÚ. Diseño, desarrollo e implementación de prótesis mioeléctricas personalizadas de mano con retroalimentación háptica empleando

tecnologías de fabricación digital en filamentos de plástico PET reciclado de bajo costo. [Consulta: 26 diciembre 2019]. Disponible en: <https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-mano-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-filamentos-plastico-pet/>.

QUINAYÁS-BURGOS, C.A. y GAVIRIA-LÓPEZ, C.A. "Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica". *Ingeniería y Universidad*, vol. 19, no. 1 (2016), pp. 27-50. ISSN 01232126. DOI 10.11144/Javeriana.iyu19-1.siim.

RESEARCHGATE. Myo armband sensor by Thalmic labs. [Consulta: 30 noviembre 2019]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Myo-armband-sensor-by-Thalmic-labs-The-bottom-images-present-the-possibilities-for_fig4_328676359.

ROBOTSHOP. HM-11. [Consulta: 01 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.robotshop.com/us/es/modulo-ble-bluetooth-40-hm-11.html>.

ROLAND, V. Getting Started with MyoBridge Firmware. [Consulta: 02 diciembre 2019]. Disponible en: <https://github.com/vroland/MyoBridge/wiki/Getting-Started-with-MyoBridge-Firmware>.

RUIZ, A. *Anatomía Humana*. Panamericana, 2012. pp. 60-65.

SALAZAR, J. *Redes Inalámbricas*. Redes [en línea], 2016, vol. 2, pp. 6. Disponible en: <http://www3.uah.es/vivatacademia/ficheros/n54/redesinalam.PDF>.

SANDORBOTICS. Batería LiPo. [Consulta: 01 febrero 2020]. Disponible en: <https://sandorobotics.com/producto/t500-2s/>.

SERVOCITY. Servo HS-311. [Consulta: 01 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.servocity.com/hs-311-servo>.

UNICEF. *Monitoring Child Disability in Developing Countries: Results from the Multiple Indicator Cluster Surveys*. New York [en línea], 2008, pp. 13-15. Disponible en: https://www.unicef.org/spanish/protection/Monitoring_Child_Disability_in_Developing_Countries.pdf%0Ahttp://www.childinfo.org/files/Monitoring_Child_Disability_in_Developing_Countries.pdf.

VARGAS, R. "EL APARATO FLEXOR DE LA MANO: REVISIÓN DE SU ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA". *fisiocampus* [en línea]. 2019, pp. 65-68. Disponible en: <https://www.fisiocampus.com/articulos/el-aparato-flexor-de-la-mano-revision-de-su-anatomia-y-biomecanica>.

VÁZQUEZ, E. "Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado". *Intersistemas*. [en línea], 2016, pp. 78-83. Disponible en: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf.

VILLAMIZAR, J. y SC, P.M. "Brazo robótico controlado por electromiografía". *Scientia Et Technica*, vol. 17, no. 52 (2012), pp. 165-173. ISSN 0122-1701. DOI 10.22517/23447214.8197.

VISTRÓNICA. IMU. [Consulta: 06 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.vistronica.com/imu/>.

XUGUOHUI. CCLoader. [Consulta: 22 diciembre 2019]. Disponible en: <https://github.com/RedBearLab/CCLoader>.